

Ergonomia de Produto

Volume 1

5ª edição

Antropometria
Fisiologia
Biomecânica

Lia Buarque de Macedo Guimarães
organizadora

Série monográfica
Ergonomia

Série Monográfica Ergonomia

Ergonomia de Produto
volume 1

5ª edição

Antropometria, Fisiologia, Biomecânica

Editado por

Lia Buarque de Macedo Guimarães, PhD, CPE

Publicado por

FEENG - Fundação Empresa Escola de Engenharia da UFRGS

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Escola de Engenharia

Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção

Porto Alegre, RS



2004

E67 Ergonomia de Produto / editado por Lia Buarque de Macedo Guimarães.
-- 5. ed. -- Porto Alegre: FEENG, 2004.

v. - (Série Monográfica Ergonomia)
Conteúdo: v.1. Antropometria, fisiologia, biomecânica.
ISBN 85-88085-21-6

1.Ergonomia. I.Guimarães, Lia Buarque de Macedo. II. Série

CDU-65.015.11

2004 by Lia Buarque de Macedo Guimarães
Direitos em língua portuguesa para o Brasil adquiridos por

FEENG - Fundação Empresa Escola de Engenharia da UFRGS
Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Engenharia
Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção

Praça Argentina, 9 - 2º andar
90040-020 Porto Alegre - RS - Brasil
Tel.: (0xx51) 316 3490/316 3948/316 3491
fax: (0xx51) 316 4007
e-mail: ergo@producao.ufrgs.br

Projeto Gráfico

Lia Buarque de Macedo Guimarães

Editoração Eletrônica

Denise Martins Chagas

Revisão

Simone Antunes da Silva

Ilustração da capa

Emiliano Di Cavalcanti, *Cinco Moças de Guatinguetá*, 1930
óleo s/ tela 92 X 70 cm
Museu de Arte de São Paulo Assis Chateaubriand



Ergonomia de Produto, volume 1

- 1 **Antropometria**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 1.1 **Conformação da Interface Homem-Máquina: Usuários Extremos versus Homem Brasileiro**
Anamaria de Moraes
- 1.2 **Conformação da Interface Homem-Máquina: Manequins Antropométricos e CADs de Antropometria**
Anamaria de Moraes
- 1.3 **Antropometria no Reprojetto de uma Linha de Montagem**
Lia Buarque de Macedo Guimarães & Daniela Fischer
- 2 **Fisiologia**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 2.1 **Fisiologia Muscular**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 2.1.1 **Análise de Sinais Eletromiográficos**
Jefferson Loss
- 2.2 **Fisiologia: Respiração**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 2.3 **Fisiologia: Circulação**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 3 **Biomecânica**
Flávia Martinez & Jefferson Loss
- 4 **Avaliação do Trabalho Físico**
Lia Buarque de Macedo Guimarães
- 4.1 **Registro de Posturas e Avaliação do Custo Postural**
Lia Buarque de Macedo Guimarães e Raimundo Lopes Diniz

1 Antropometria

Lia Buarque de Macedo Guimarães

Todas as populações são compostas de indivíduos de diferentes tipos físicos que apresentam diferenças nas proporções de cada segmento do corpo. A antropometria trata de medidas físicas corporais, em termos de tamanho e proporções, que são dados de base para a concepção ergonômica de produtos, quer como bens de consumo ou capital. Medidas antropométricas permitem verificar o grau de adequação de produtos em geral, instrumentos, equipamentos, máquinas, enfim, de postos de trabalho ao ser humano. A qualidade ergonômica de um produto passa, necessariamente, pela sua adequação antropométrica.

Ao longo da história, as proporções do corpo humano foram estudadas por filósofos, teóricos, artistas e arquitetos. A antropometria física, que deu origem à Antropometria, iniciou-se com as viagens de Marco Polo (1273-1295) que revelaram a existência de um grande número de raças que diferiam, inclusive, em termos de dimensões do corpo. Mas estas diferenças vêm sendo estudadas desde a antiguidade. Leonardo da Vinci, na Renascença, criou seu desenho da figura humana baseado nos trabalhos do arquiteto e teoricista romano Vitruvius que, por volta do ano 15 d.C., escreveu um tratado sobre seus estudos de proporção humana. Ao matemático belga, Quetlet, é creditada a criação e divulgação do termo “antropometria” a partir de seu trabalho intitulado “Antropométrie”, de 1870.

A preocupação com a antropometria teve impulso a partir da década de 40, pelas exigências da produção em massa, quando super dimensionamentos de poucos centímetros passaram a significar aumento considerável nos custos de produção de centenas de milhares de um mesmo produto. Mas não se pode deixar de mencionar que em um projeto aeroespacial cada centímetro ou quilograma pode comprometer o desempenho da nave, e um controle fora do raio de ação de um operador de um sistema complexo pode representar a resposta tardia com resultados catastróficos...

Até a década de 50, havia uma preocupação em estabelecer padrões nacionais antropométricos. Mas, a partir de então, a economia começou a se internacionalizar, com a expansão da produção em massa, culminando na globalização atual da economia. Hoje, é possível atender os padrões de qualquer mercado, já que é possível acessar tabelas de muitas populações que habitam este planeta. Algumas estão tabuladas em mídia eletrônica, outras em papel mas o que importa é a confiabilidade dos dados de uma determinada população.

No Brasil, ainda não existem medidas normalizadas da população. Entre as pesquisas parciais realizadas no país, destaca-se a da população ocupada na indústria de transformação do Rio de Janeiro realizada pelo Instituto Nacional de Tecnologia – INT (1988). Inicialmente, a pesquisa pretendia levantar dados da população brasileira, mas a falta de verba obrigou a restringir a população. Optou-se, então, por focar a população ocupada na indústria de transformação, por ser este segmento industrial constituído de setores importantes para a economia nacional, empregando um número expressivo de pessoas e postos de trabalho diferenciados. A vantagem desta pesquisa é a equivalência metodológica com outras pesquisas estrangeiras de referência, o tamanho expressivo da amostra (3100 operários sorteados em 26 empresas também sorteadas) e a seleção das 42 variáveis e 3 variáveis biomecânicas (*Anexo 1*) para projetos de produto e postos de trabalho, além de 26 variáveis (*Anexo 2*) para confecção de vestuário. A desvantagem é que a pesquisa é representativa da população masculina, apenas, e não representa a diversidade socio-econômica e cultural brasileira. Alguns anos mais tarde, o mesmo Instituto realizou dois levantamentos, menores, com um número reduzido de variáveis incorporando medidas da população feminina. Outro levantamento também realizado é sobre a população militar. Todos estes levantamentos estão disponíveis no INT (1995). Iida e Wierzbicki (1973) efetuaram um levantamento de 17 variáveis para 257 homens e 320 mulheres de uma empresa eletrônica. O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 1977, implementou um levantamento antropométrico na pesquisa que realizou.

DIFERENÇAS CORPORAIS

O estudo estatístico de algumas variáveis permite comprovar que, conforme bastante discutido em antropometria, as diferenças mais importantes entre diversos grupos populacionais não são os tamanhos dos membros, em si, mas a proporção entre as diferentes partes do corpo. Existem diferenças raciais entre a proporção dos membros inferiores e o tronco: no caso dos americanos e a maioria dos europeus, o comprimento da perna é 48% da estatura. Entretanto, para coreanos e

japoneses, o comprimento da perna é 46% da estatura. Comparando com os brancos, os negros americanos têm pernas mais longas em relação ao seu tronco. A *Figura 1* mostra as diferenças proporcionais entre raças, segundo Diffrient *et al.* (1978).

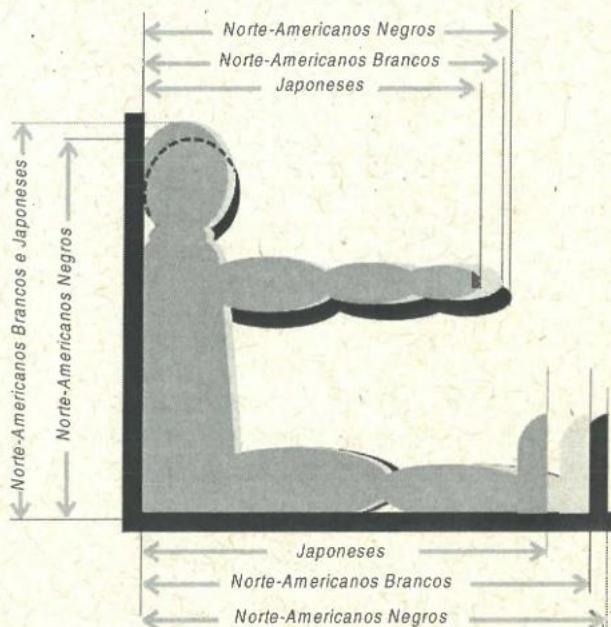


Figura 1
Diferenças
proporcionais
entre raças
(adaptado de
Diffrient *et al.*, 1978)

Adaptação climática

De acordo com Roberts (1975), as variações do corpo ocorreram para adaptação climática. Os povos de clima quente tendem a ter tronco fino e membros superiores e inferiores mais longo facilitando a troca de calor com o ambiente. Por outro lado, os povos que habitam climas mais frios têm tronco volumoso e arredondado e membros inferiores e superiores mais curtos para facilitar a conservação de calor.

Nutrição

A nutrição é outro fator determinante nas diferenças físicas que pode explicar porque, a cada geração, a estatura de uma população tende a aumentar. As armaduras dos europeus mediterrâneos da idade média (com altura média de 1,50 m) não servem nos soldados atuais. O cockpit de um avião Spitfire da 2ª Guerra não comporta os pilotos atuais (com altura média de 1,70m). Um estudo realizado com filhos de imigrantes japoneses nos EUA constatou um crescimento médio de 11 cm a mais, em estatura, em relação à geração de seus pais. No entanto, as proporções corporais não se modificaram. Este crescimento é mais acentuado quando povos sub-alimentados passam a consumir mais proteínas.

Qualidade de vida

As medidas antropométricas podem se alterar com a época, não só pelos hábitos alimentares, mas também pela atenção com a saúde e a prática de esportes, ou seja, com a melhoria da qualidade de vida. Uma pesquisa do IBGE sobre Padrões de Vida (Epoca, 1998) mostrou que entre 1989 e 1997, ou seja, em menos de dez anos, a população do Brasil atingiu a altura média de 1,70 metro, crescendo em média 2 centímetros, ou 0,5cm mais que os países vizinhos da América Latina. O crescimento em estatura detectado pelo IBGE coincide com os avanços na qualidade de vida brasileira. Entre 1991 e 1996 aumentou de 70,1% para 77,6% o número de domicílios ligados à rede geral de água, e de 35,4% para 40,3% as moradias servidas pela rede de esgotos. A expectativa de vida, ao nascer, para ambos os sexos, evoluiu de 62 para 66 anos de 1980 para 1991. Aumentou, também, a duração média de aleitamento, de 9,2 meses em 1986 para 11,8 meses, em 1996, considerado um fator decisivo para o crescimento humano.

A indústria de confecção está atenta para as alterações antropométricas da população usuária. A Trisfil Tecidos e Confecções (Epoca, 1998), por exemplo, alterou as medidas de calças e camisas conforme a *Tabela 1*.

Tabela 1 Novas medidas da indústria de confecção (Epoca, 1998)

Tamanho	Comprimento manga camisa		Comprimento calça	
	Anos 70	Anos 90	Anos 70	Anos 90
8	38cm	42cm	80cm	88cm
12	44cm	48cm	90cm	98cm
16	50cm	54cm	100cm	100cm

O setor militar também está atento à antropometria pois depende de dados não apenas para dimensionamento de equipamento bélico mas, também, para aquisição de uniformes. Gasta-se indevidamente com calças e camisas muito compridas, que precisam ser cortadas para adaptar ao usuário, na aquisição de botas e capacetes que estão folgados ou apertados demais. O problema é que não sabendo a distribuição dos diferentes manequins, como fazer para adquirir o número certo de peças? A questão é resolvida com base na distribuição das medidas da população usuária.

Sexo e idade

Além dos fatores adaptação climática, nutrição e qualidade de vida, existem diferenças em função do sexo e idade. A estatura decresce em relação à idade, em função das alterações da coluna vertebral pelo envelhecimento. Os processos degenerativos implicam, também, na maleabilidade do corpo. Algumas diferenças na constituição física em função do sexo são:

- a diferença média entre as alturas de homens e mulheres é em torno de 6 ou 7%;
- o homem, em geral, tem ombros e tórax mais largos. Os braços e pernas, mãos e pés são maiores que a mulher. Esta, por sua vez, tem a pelvis mais larga e inclinada para a frente;
- as saliências do crânio masculino são mais angulosas do que as do crânio feminino, a não ser pelas proeminências temporais, mais aparentes na mulher que no homem;
- no corpo masculino predomina o tecido muscular sobre o adiposo, enquanto no corpo feminino acontece o inverso. Isto se verifica em todas as idades, desde o nascimento. Geralmente, o homem apresenta uma proporção de 6:3 de músculo em relação à gordura; a mulher, uma proporção de 5:4.

O estudo do INT (1988) mostrou diferenças morfológicas significativas em relação a fatores sócio-econômicos, demográficos e raciais. Observou-se que:

- a estatura decresce em relação à idade, sendo 5,5cm a diferença entre grupos de idade extremos;
- a altura da cabeça ao assento decresce 2,9cm entre o grupo mais jovem (18-24 anos) e o mais velho (55 anos e mais);
- a estatura média das pessoas nascidas na região I (Rio de Janeiro) é 4cm maior que a das nascidas na região V (Nordeste);
- os negros são mais altos e têm membros superiores e inferiores maiores (cerca de 2cm) que brancos e mestiços, independentemente da região de origem, mas têm tronco menor (cerca de 1cm);
- o peso aumenta em relação à idade. A diferença é de 5kg entre os extremos;
- os negros são mais pesados que brancos e mestiços;
- à medida que cresce a faixa salarial, o peso aumenta independentemente da raça. No entanto, a variação entre grupos é mais acentuada entre os negros (10,4kg) que entre mestiços (9,8kg) e brancos (9,4kg);
- à medida que aumenta o nível de escolaridade, cresce a estatura, mas os negros são sempre mais altos em qualquer nível de escolaridade.

É importante notar que não há análise sobre a raça amarela devido ao número reduzido (4 indivíduos) na amostra do INT (1988).

Biótipo

Em todas as populações humanas, encontra-se diferenças entre tipos físicos ou biótipos, pois diferenças nas proporções de cada segmento do corpo existem desde o nascimento e tendem a acentuar-se durante o crescimento, até a idade adulta. Com base em 4000 estudantes de Harvard, o psicólogo americano William Sheldon, na década de 1940, definiu três tipos físicos básicos, denominados endomorfo, mesomorfo e ectomorfo (Figura 2). A maioria das pessoas não pertence rigorosamente a nenhum desses tipos, mas misturam características dos três (Croncy, 1978).

Endomorfo

Tipo de forma física arredondada e macia, com grandes depósitos de gordura. O tipo mais extremo se aproxima da forma de uma pera (estreita em cima e larga em baixo). O abdomen é cheio e extenso e o tórax parece pequeno. Os membros são curtos e flácidos. Os ombros são cheios e, como a cabeça, de formato arredondado. Os ossos são pequenos.

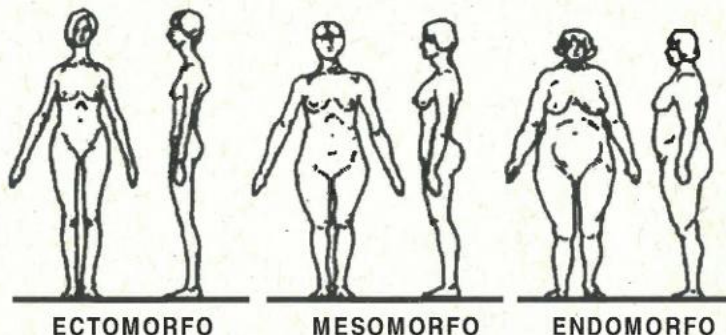


Figura 2 Os três tipos básicos do corpo humano conforme Sheldon, 1946 (Croncy, 1978)

Mesomorfo

Tipo de forma física vigorosa, com ângulos bem marcados e músculos aparentes. Os ombros predominam, o tórax é largo e o abdomen pequeno. Os membros são largos e fortes e a cabeça cúbica. Possui pouca gordura subcutânea. Os ossos são pesados.

Ectomorfo

Tipo de forma física frágil e esguia com um mínimo de gordura e definição muscular. O tronco geralmente parece curto, sendo o tórax estreito e recuado em relação ao abdomen. Os ombros são largos mas caídos, e os membros, compridos e finos. O crânio geralmente é grande, o rosto é magro e o pescoço longo.

Em ergonomia, é preciso considerar as diferenças no tamanho do corpo da população usuária e as tabelas antropométricas estão disponíveis para concepção de produtos. O problema é definir que medida usar e, pior ainda, o que fazer quando não se tem a medida da variável que importa ao projeto. Os Capítulos 1.1 e 1.2 que seguem, abordam estas questões com mais profundidade. Mas é sempre bom lembrar que:

**NA FALTA DE
MEDIDAS,
NÃO SAIA
POR AÍ
FAZENDO
SEU
PRÓPRIO
LEVANTA-
MENTO!**

Fazendo seu próprio levantamento "caseiro", com fita métrica e meia dúzia de pessoas, dois erros devem ser esperados. O primeiro é o erro amostral. Um levantamento antropométrico requer um plano amostral, onde são considerados o tamanho da amostra e onde buscar os elementos desta amostra, de forma que seja representativa da população enfocada. O segundo é o erro não amostral, que advém de procedimentos viciados, incompletos e diversificados do pessoal técnico envolvido na pesquisa, ou associados ao instrumental utilizado. Um levantamento antropométrico requer equipamento de precisão, equipe treinada para utilizá-lo e controle de qualidade, inclusive controle de erro, ao longo de todas as suas fases.

**NA FALTA DE
DADOS
BRASILEIROS
USE UMA
TABELA
ESTRANGEI-
RA**

Na falta de dados brasileiros, pode-se recorrer a tabelas estrangeiras, com pouca probabilidade de se errar. Iida (1990) comenta que comparando o levantamento brasileiro de Iida e Wierzbicki (1973) com o levantamento da matriz da empresa (holandesa) constatou-se diferenças de no máximo 3%. Com base em um estudo da população da John Deere Brasil (uma empresa do setor automobilístico do Rio Grande do Sul) Guimarães e Biasolli (2000) concluíram que muitas medidas eram aproximadamente iguais às da população americana (Panero e Zelnik, 1993). Por exemplo, a diferença de altura, quando houve, para cada percentil foi de, no máximo, 1 cm, o que não pode ser considerada uma diferença relevante no dimensionamento de projetos. A diferença de peso foi de no máximo 3,6 kg (3,4% a menos do que a população americana), mas apenas para o percentil 99, o que pode ser explicado pela tendência à obesidade da população americana (Macdiarmid, 1998). Os dados de altura e peso da população masculina do INT (1988) são um pouco menores que os valores da John Deere Brasil e os de Panero e Zelnik (1993), o que pode ser explicado pela mistura de populações mais baixas e mais magras (no caso, possivelmente a nordestina, que era 16,6% da população amostrada seguida da população de Minas Gerais e Espírito Santo com 15,7%) no levantamento do INT. O fato de não haver representatividade dos "vários Brasis" no levantamento do INT e nos estrangeiros não invalida o uso de dados tabelados de outras populações, pois é possível errar pouco utilizando, por exemplo, o percentil 2,5 ou 1 da tabela americana, e não o tradicional percentil 5 como parâmetro inferior de projeto, assim como o percentil 90, e não o tradicional 95, como limite superior.

Comparações de medidas brasileiras e estrangeiras mostram que os brasileiros se assemelham aos europeus mediterrâneos (portugueses, espanhóis, franceses, italianos, gregos), são menores que os nórdicos (suecos, noruegueses, dinamarqueses) e maiores que os asiáticos. Como, em geral, em antropometria aplicada, tolera-se erros de até 5%, é

preferível se basear em tabelas estrangeiras, principalmente dos povos mediterrâneos, do que incorrer em erros maiores ao basear-se em “levantamentos caseiros” nada confiáveis. Eventuais ajustes para a população brasileira podem ser efetuados na fase de teste do projeto (na análise de *mockup*, por exemplo) com uma amostra de possíveis usuários.

**NÃO SOME
OU
SUBTRAIA
MEDIDAS DE
LEVANTAMENTOS
TABULADOS!**

Na falta das medidas, é sempre mais aconselhável utilizar a medida de uma outra variável mais próxima (comprimento do membro superior estendido, na falta do alcance máximo do membro superior, por exemplo), assumindo a margem de erro. Outra possibilidade é prever o valor de uma variável (x) a partir de outra (y), considerando a correlação entre estas variáveis. O coeficiente de correlação entre duas variáveis exprime o seu grau de relação. Por exemplo, certas variáveis antropométricas são (INT, 1988):

- fortemente correlacionadas, como estatura e altura da cabeça, sujeito sentado;
- medianamente correlacionadas, como estatura e comprimento do braço;
- fracamente relacionadas, como estatura e largura da mão.

A técnica empregada para estimar o valor de uma variável a partir de outra correlacionada é a análise de regressão, expressa pela equação:

$$y = r \cdot \frac{\sigma_y}{\sigma_x} (x - \bar{x}) + \bar{y}, \text{ onde}$$

y = valor teórico (previsto) de y

r = coeficiente de correlação linear de Pearson (r) (*Anexo 3*) para a relação entre as variáveis x e y

σ_y = desvio padrão da variável y

σ_x = desvio padrão da variável x

x = valor de x

\bar{x} = média aritmética dos valores da variável x

\bar{y} = média aritmética dos valores da variável y

Um exemplo de aplicação (extraído de INT, 1988) para estimar a altura do cotovelo/assento mais provável para homens de 165,5cm de estatura, dado que $\bar{x} = 169,9\text{cm}$, $\bar{y} = 23,0\text{cm}$, $\sigma_x = 6,6\text{cm}$, $\sigma_y = 2,8\text{cm}$ e $r = .2074$ (de acordo com tabela em anexo) seria:

$y = 0,0938824x + 7,10638$ e portanto, para $x = 165,5$ $y = 22,64\text{cm}$, ou seja, o valor mais provável da altura do cotovelo/assento para homens de 165,5cm de estatura.

A limitação da utilização desta ferramenta é que nem sempre os levantamentos antropométricos disponíveis apresentam os dados quanto ao desvio padrão das medidas, o que impossibilita a previsão de valores desejados.

USANDO TABELAS ANTROPO- MÉTRICAS

Nas tabelas antropométricas, cada medida coletada é registrada. Os valores encontrados para cada variável antropométrica são ordenados de modo a indicarem a frequência da ocorrência destes valores; ou seja, o número de vezes em que tais valores foram observados. A distribuição dos dados antropométricos pode ser mais facilmente entendida pelos diagramas de colunas (histogramas de frequência) conforme *Figura 3*. A altura das colunas varia de modo a indicar a frequência ou número de casos encontrados em cada intervalo.

Também é possível representar a distribuição dos dados antropométricos por meio de uma curva, utilizando-se a intersecção da frequência com o ponto médio de cada intervalo. Esta configuração resultante é conhecida como “polígono de frequência”. Na *Figura 3*, a curva está definida pela linha.

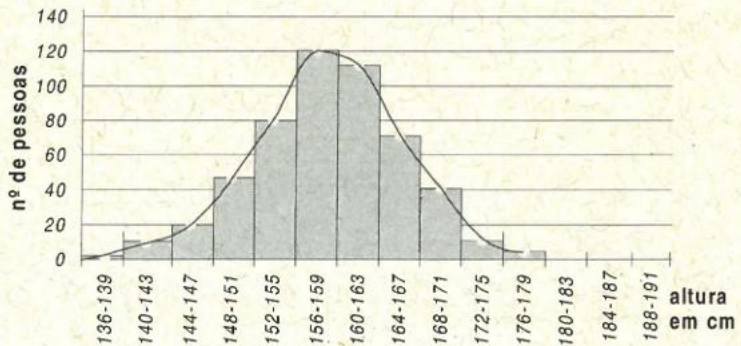


Figura 3
Histograma de
distribuição da
altura de uma
dada população

A distribuição dos dados antropométricos, apesar das variações, aproxima-se muito da distribuição normal ou gaussiana. Graficamente, tal distribuição é uma curva simétrica em forma de sino (Curva de Gauss ou Curva Normal). Esta configuração significa que a maior porcentagem da distribuição está localizada graficamente em torno da área central da curva, e que esta concentração diminui à medida que se aproxima dos dois extremos da escala (*Figura 4*). Na área central da curva normal, estão compreendidas três medidas de tendência central: a moda, a mediana e a média aritmética.

Moda

A moda é o valor que, em uma série de medidas tomadas ao acaso, ocorreu com maior frequência. A moda equivale ao ponto máximo da curva. Dizer que a moda de uma série de estaturas é 1,75m significa que este é o valor mais frequente da estatura.

Mediana

A mediana é o valor que divide uma série de medidas em duas partes iguais, ou seja, o número de valores ordenados antes e depois da mediana é o mesmo. Abaixo da mediana estão contidos 50% dos menores valores e acima estão contidos 50% dos maiores valores.

Média aritmética

A média aritmética é o resultado encontrado depois de somar todos os valores e dividi-los pelo número total de valores.

Em uma distribuição perfeitamente normal, a curva é simétrica, sendo os valores da moda, da mediana e da média coincidentes. Entretanto, podem ocorrer curvas assimétricas e, assim, os valores das três medidas serão diferentes. Neste caso, o valor médio não corresponde a 50% da população (*Figura 4*).

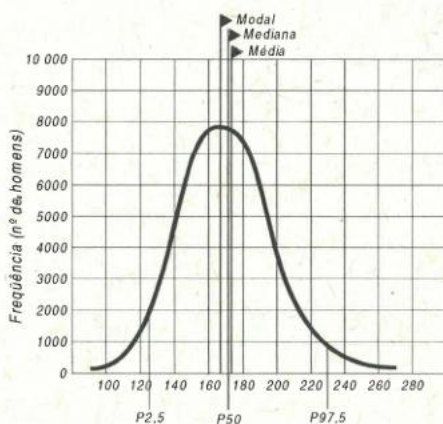


Figura 4 Exemplo de distribuição antropométrica. Curva normal e medidas de tendência: moda, mediana e média aritmética

Desvio Padrão

Aos afastamentos dos valores em relação à média dá-se o nome de desvios. Abraham De Moivre calculou uma fração de área total sob uma distância de $+1$ a -1 , a partir da linha central da curva. O valor encontrado foi 0,682688. Traçando-se verticais a $+1$ e -1 delimita-se uma área de 68,26% ou 34,13% para cada desvio padrão (σ), à esquerda ou à direita da média (*Figura 5*).

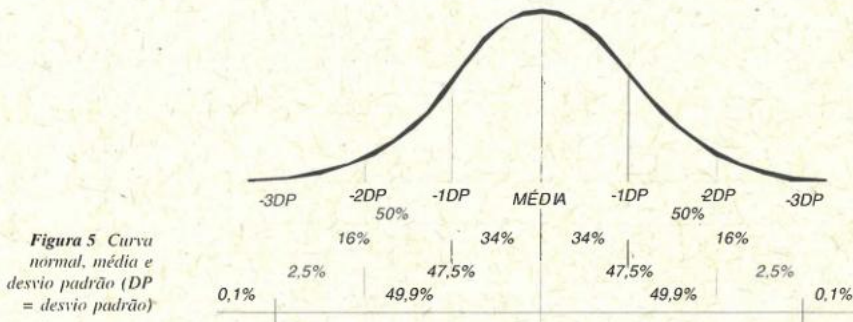


Figura 5 Curva normal, média e desvio padrão (DP = desvio padrão)

A uma distância de dois desvios padrão (2σ) do centro na direção de qualquer extremidade, estão delimitados 47,73% das observações. Assim, dada a simetria da curva, 95,46% da área está compreendida entre as ordenadas correspondentes a -2σ e $+2\sigma$. A uma distância de três desvios padrão (3σ) delimita-se 49,87%; assim 99,73% da área estão compreendidos entre -3σ e $+3\sigma$.

No dimensionamento de um produto, trabalha-se com os valores das medidas que estão incluídos nas áreas de um ou mais desvios-padrão. Conforme *Figura 6*, dois desvios-padrão (+ ou -2σ) contêm a extensão de aproximadamente 95% dos valores em torno da média, o que significa considerar o intervalo entre o percentil 2,5 e o percentil 97,5. Na prática, trabalha-se com uma proporção menor, + ou $-1,5$ desvio-padrão, o que significa considerar 90% da população (ou seja, do percentil 5 ao 95 como será visto mais adiante).

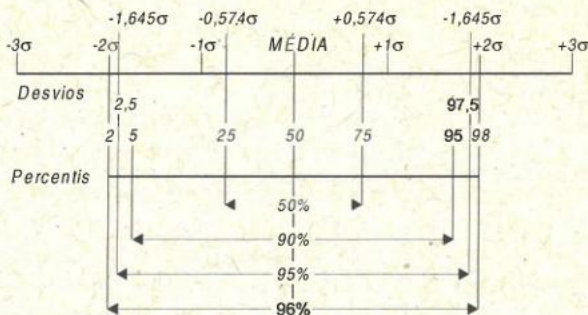


Figura 6 Desvio Padrão (adaptado de Cronley, 1978)

Quartis

São os pontos que determinam uma série de valores, dividindo-a em mesmas proporções de 25%.

Separatriz

São separatrizes que dividem a série de valores em quatro partes iguais, cada uma correspondendo a 25% da distribuição;

Decis Dividem a série de valores em dez partes, cada uma correspondendo a 10% da distribuição;

Percentis Dividem a série de valores em cem partes, cada uma correspondendo a 1% da distribuição. Normalmente, os limites antropométricos de um projeto são apresentados em termos de percentis. Os percentis mostram a frequência acumulada (número de casos) para os valores encontrados em cada variável antropométrica, indicando a porcentagem de indivíduos da população que possuem uma medida antropométrica de um certo tamanho ou menor que este tamanho.

A utilização de percentis é uma forma de dividir uma distribuição normal desde o valor mínimo até o máximo, segundo uma sequência ordenada. Os percentis extremos, sejam máximos ou mínimos, apresentam pequena probabilidade de incidência. O valor do percentil pode ser obtido quando os valores da média e desvio padrão forem conhecidos, conforme *Tabela 2*.

Tabela 2 Cálculo do percentil
 M = média e
 σ = desvio padrão

percentil	fórmula
99,5	$M + (2,576 \times \sigma)$
99	$M + (2,326 \times \sigma)$
97,5	$M + (1,960 \times \sigma)$
95	$M + (1,645 \times \sigma)$
90	$M + (1,282 \times \sigma)$
85	$M + (1,036 \times \sigma)$
80	$M + (0,842 \times \sigma)$
75	$M + (0,674 \times \sigma)$
70	$M + (0,524 \times \sigma)$
50	M
30	$M - (0,524 \times \sigma)$
25	$M - (0,674 \times \sigma)$
20	$M - (0,842 \times \sigma)$
15	$M - (1,036 \times \sigma)$
10	$M - (1,282 \times \sigma)$
5	$M - (1,645 \times \sigma)$
2,5	$M - (1,960 \times \sigma)$
1	$M - (2,326 \times \sigma)$
0,5	$M - (2,576 \times \sigma)$

O x° percentil significa que $x\%$ das pessoas do levantamento antropométrico considerado tem medidas inferiores ou iguais às deste percentil, e que $100 - x\%$ das pessoas tem medidas superiores às deste percentil. Por exemplo, o valor do percentil 95 para estatura indica que

**ANTROPO-
METRIA
NO PROJETO
DE
EQUIPAMEN-
TOS
E POSTOS
DE
TRABALHO**

95% da população tem uma medida de estatura menor ou igual ao do percentil 95 e que 5% possui estatura com valor maior. Uma medida do percentil 5 indica que 5% da população possui esta medida com valor menor ou igual à deste percentil e que 95% possui esta medida com valor maior. O percentil 50 corresponde à mediana já definida anteriormente.

Produtos de qualidade devem estar adequados à população usuária e é por isto que empresas competitivas baseiam-se em tabelas antropométricas. O mesmo raciocínio se aplica ao projeto de postos de trabalho, ferramentas etc., pois sua adequação depende de se considerar as diferenças corporais dos vários usuários em potencial. A altura de uma bancada, por exemplo, pode estar adequada para uma pessoa alta e não estar adequada para uma pessoa baixa. Produtos e postos de trabalho inadequados provocam tensões musculares, dores e fadiga. Às vezes, podem levar a lesões irreversíveis. Na maioria dos casos, os problemas podem ser evitados com a melhoria dos postos de trabalho e dos equipamentos em uso no trabalho.

No projeto de um produto, o ideal seria dimensioná-lo de forma a atender 100% da população usuária. No entanto, isto representa um tal aumento nos custos da produção para atendimento dos poucos usuários situados nos extremos da curva de distribuição, que uma análise de custo/benefício indica que soluções de compromisso precisam ser estabelecidas. O instrumento básico para se estabelecer os critérios antropométricos a serem adotados é a realização de uma análise da população usuária, das funções que o produto deverá cumprir e do ambiente e circunstâncias em que este será utilizado.

Para solucionar os problemas projetuais, é necessário estabelecer a variável a ser utilizada e selecionar o percentil a ser aplicado. Por exemplo, o acesso a uma prateleira tem como variável implicada o comprimento do braço; assim, para que esta prateleira atenda a 95% da população, é necessário que seja colocada a tal altura que permita seu alcance por pessoas que apresentem o valor do percentil 5 para esta variável. Uma vez que estas pessoas alcancem a prateleira, todas as outras que apresentem valores superiores para a variável comprimento do braço, também conseguirão alcançá-la.

Geralmente, as medidas dos extremos máximos (percentis 1 e 99) não são consideradas, adotando-se o partido da adequação para 90% da população (percentis 5 a 95). Considera-se, antecipadamente, que a parte da população não englobada (5% inferior e 5% superior), terá que se adequar de alguma maneira às condições oferecidas. Estas condi-

ções, embora não ideais, não apresentarão grandes transtornos para este grupo. Esta tendência deve-se às dificuldades de execução de projetos em geral. Além do inevitável aumento desproporcional de custos em relação aos benefícios obtidos, geralmente há dificuldade para solucionar os problemas de inter-relacionamento dos vários requisitos dentro do projeto. O exemplo célebre (INT, 1995) de um caso típico do aumento de custo, resultante de se adequar o projeto aos extremos populacionais, é o do ajuste mecânico para altura de assentos. Quando o banco é projetado para atender 90% da população, ou seja, do percentil 5 ao 95, necessita-se de 9cm de ajuste vertical do assento; para atender 95%, o ajuste necessário é de 11cm; para atender 98% da população necessita-se de 13,5cm de ajuste e para 100%, 20,5cm de ajuste de altura. Observa-se, então, que para atender apenas 10% da população restante, seria necessário um ajuste da altura do assento 2,3 vezes maior. Mas é preciso enfatizar que a seleção dos percentis a serem considerados em um projeto de produto depende da natureza do problema projetual: portas, por exemplo, têm que ser altas o suficiente para que 100% da população passe por debaixo delas.

Utilização de ajustes

Algumas peças, tais como mesas, cadeiras etc., podem ser projetadas com dispositivo de ajuste de regulagem de forma a acomodar, com conforto e segurança, os diferentes tipos físicos da população usuária. Quando o usuário permanece longos períodos nestes postos, a falta de ajustes pode provocar desconforto, causar decréscimos no desempenho da tarefa e, mais grave, acarretar a ocorrência de acidentes, quando o desajuste contribui para manipulações de risco.

Nesses casos, é utilizada uma faixa de valores para estabelecer os limites mínimo e máximo do ajuste, abrangendo desde o percentil 5 ao 95 (ou em projetos de maior precisão, do percentil 2,5 ao percentil 97,5) da população usuária. Estes ajustes são feitos de maneira discreta (não contínua), para não onerar demasiadamente o produto e ao mesmo tempo, permitir que diferentes pessoas usufruam de algum conforto, aproximando suas medidas dos valores dos mecanismos de ajuste, comuns em produtos industrializados. No caso de, ainda assim, existirem diferenças entre os limites da faixa de ajuste selecionada e as exigências de determinados usuários, alguns recursos poderão ser utilizados, como, por exemplo, plataformas de compensação. Deve-se notar, no entanto, que estas soluções não são ideais, devendo ser colocadas em prática, apenas, em casos extremos.

Quando se considera a incorporação de ajustes em um dado projeto, deve-se ter em mente que as pessoas tendem a não utilizá-los, muitas vezes não por preguiça, mas por conveniência. Vink e Kompier (1997)

notaram que os usuários, mesmo conscientes das questões ergonômicas, não aceitavam regular a mesa de trabalho em uma altura mais baixa porque, apesar de antropometricamente adequada, a mesa não ficava compatível com seus anseios de *status* e estética. O ajuste de altura do assento, no entanto, imprescindível nas cadeiras de trabalho, já é uma regulação utilizada para garantir que os pés fiquem apoiados, o que impacta na saúde e bem estar do usuário.

Utilização de Valores Extremos

Há situações que exigem a adoção de percentis mínimos ou máximos para resolver o problema projetual. São circunstâncias em que entram fatores de segurança. Uma porta, por exemplo, deve ter altura dimensionada para as pessoas maiores para permitir o escoamento rápido de todas as pessoas de um recinto em caso de situações de emergência. Um painel de controle, ou um escaninho, que devem ser alcançados com os braços para acionar um controle, no primeiro caso, ou a colocação de documentos, no segundo caso, devem ser projetados para o menor braço, de forma que as pessoas menores terão acesso garantido.

lateralidade

Além de dados antropométricos, existem outros dados bastante importantes para a concepção de produtos de qualidade. Por exemplo, é fundamental que o projetista tenha sempre em mente a variável lateralidade, ou seja, que existe uma parcela da população que não é destra, como a maioria. A análise do perfil da população amostrada na pesquisa do Instituto Nacional de Tecnologia (INT, 1988) mostrou que a porcentagem observada de indivíduos canhotos (6,7%) é inferior à encontrada por Olivier (1960), que foi 8%, mas superior à de Rebillé *et al.* (1984), que foi 5,6%. O mesmo levantamento constatou que 3,3% da população amostrada é ambidestra. Não foi constatada nenhuma diferença estatística entre a lateralidade e a força de compressão exercida pelo membro superior e inferior, e a força de tração pelo membro inferior. As forças foram sempre exercidas pelo lado preferencial dos destros mas não houve diferença significativa entre a força exercida por estes, por ambidestros e canhotos.

Até então, comentou-se sobre a importância das variáveis antropométricas em projetos, mas deve ficar claro que existem dois tipos de variáveis antropométricas a serem utilizadas: as medidas estruturais ou estáticas e as funcionais ou dinâmicas.

Antropometria estática ou estrutural

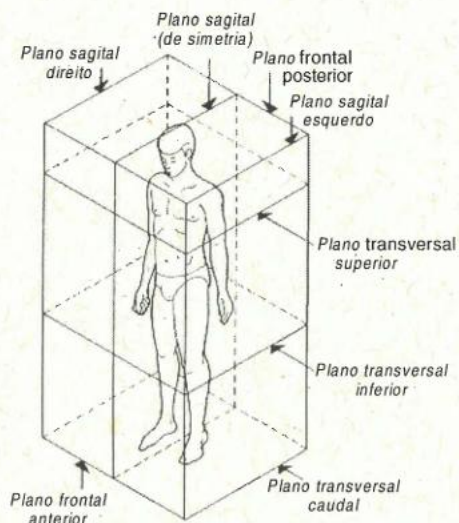
A maioria das tabelas disponíveis tratam de dados da antropometria estática (INT, 1988, Panero e Zelnik, 1993, Diffrient *et al.* 1978, 1981a,b). Referem-se às medidas tomadas com o corpo estático e servem como uma primeira aproximação para projetos de produtos onde a mobilidade

do usuário é pequena, como no caso de mobiliário em geral. Estes dados não são adequados para projetos onde há a movimentação do sistema homem-máquina. Neste caso, os dados devem ser obtidos da antropometria dinâmica.

Antropometria dinâmica ou funcional

Poucas tabelas (Panero e Zelnik, 1993) tratam da antropometria dinâmica, ou seja, trazem dados sobre alcances e movimentos. Medidas funcionais, por serem caracteristicamente tridimensionais, consomem tempo e são de mais difícil obtenção. Os poucos dados disponíveis informam sobre os movimentos de partes separadas do corpo, mantendo-se o resto do corpo estático. Contudo, na prática, o corpo não opera desta forma, mas há uma conjugação de vários movimentos simultaneamente.

O registro de movimentos pode ser feito por meio de diversas técnicas. Muitas delas usam recursos de cinema, TV e fotografia. Por exemplo, pode-se "fotografar" um movimento com uma câmera fotográfica colocando-se uma pequena luz na parte do corpo que se movimenta, deixando o obturador da câmera aberto enquanto o movimento é realizado. Esses registros podem ser feitos contra um fundo graduado, que serve de escala para medida. Entretanto, os movimentos podem ser também registrados de forma mais simples e direta, fixando-se uma folha de papel sobre um plano e fazendo riscos sobre a mesma com caneta ou giz.



Definição dos planos para registro dos movimentos corporais

Figura 7 Sistema de planos ortogonais para registro dos movimentos (Iida, 1990)

O registro dos movimentos geralmente é realizado em um sistema de planos triortogonais (*Figura 7*). Um plano bem definido é o vertical, denominado plano sagital, que “divide” o homem em duas partes simétricas. Todos os outros planos paralelos a ele são chamados também de planos sagitais, à esquerda ou à direita do plano sagital de simetria. Os planos verticais perpendiculares aos planos sagitais chamam-se planos frontais. Os que ficam na frente são os frontais anteriores e os que ficam às costas, planos frontais posteriores. Os planos horizontais, paralelos ao piso, são chamados de planos transversais.

Figura 8
Antropometria
dinâmica. Registro
nos planos
transversal e
sagital (Iida,
1990)

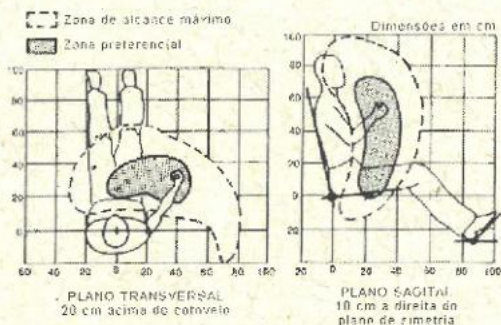
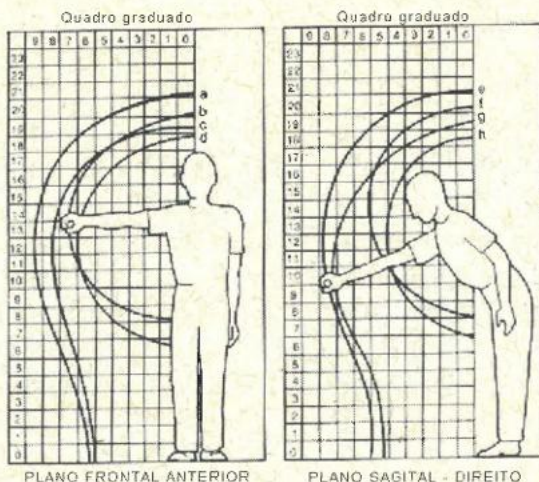


Figura 9
Antropometria
dinâmica. Registro
nos planos frontal
e sagital
(Semnara, 1979¹
apud Iida, 1990)



¹ SEMINARA, J. L. (1979) A survey of ergonomics in Poland. *Ergonomics*, 22(5): 479-505.

O alcance das mãos pode ser registrado nesses três planos e se forem conjugados entre si, fornecem o traçado de um volume de alcance. A *Figura 8* apresenta exemplos de registros nos planos transversal e sagital, para uma pessoa sentada, e a *Figura 9*, para os planos frontal e sagital, para uma pessoa de pé. Esses registros podem apresentar dois tipos de alcances, um para a área preferencial, e outro para o alcance máximo. O primeiro corresponde ao movimento realizado mais facilmente, apenas com o movimento dos braços, enquanto o de alcance máximo envolve movimentos simultâneos do tronco e ombros.

Os registros de movimentos são importantes, porque delimitam o espaço onde deverão ser colocados os objetos, como os controles das máquinas ou peças para montagem, que exigem manipulação freqüente.

Alcance dos movimentos

A fisiologia usa alguns termos próprios para designar os movimentos musculares. Movimentos dos membros que tendem a se afastar do corpo ou de suas posições normais de descanso chamam-se abdução e o movimento oposto, adução. O movimento do braço acima da horizontal é elevação, o movimento do braço para frente é flexão, e o movimento inverso, trazendo o braço de volta para perto do tronco é extensão. O movimento de rotação da mão chama-se pronação quando o polegar gira para dentro do corpo e supinação quando gira para fora.

A *Tabela 3* apresenta os ângulos de conforto para diferentes movimentos corporais de acordo com diversos autores.

Tabela 3 Ângulos de conforto para diferentes movimentos corporais

Autor	Inclinação								
	Cabeça para Frente	Cabeça para trás	Tronco para diante	Tronco para trás	Coxa-perna	Pulso (antebraço/mão)	Flexão do braço em relação ao eixo do tronco	Flexão do braço-antebraço	Flexão e extensão do tornozelo
Grandjean	8° a 22° trabalho em pé 17° a 29° trabalho sentado		7° a 9° trabalho em pé	110°					25° a 30°
Chaffin	20° a 30°		20° (máximo)	110°	Abaixo de 90°		25°		
Pheasant	15°			110°		12° abdução 35° adução	15° a 35°		
Diffrient		30°		120°	110° a 120°				
Preuschen				85° a 135°	95° a 150°				
Murel				95° a 110°		15° abdução 30° adução			
Rebiffé					95° a 135°	10° abdução 10° adução	15° a 35°	80° a 120°	
Wisner					95° a 120°	10° abdução 10° adução	15° a 35°		

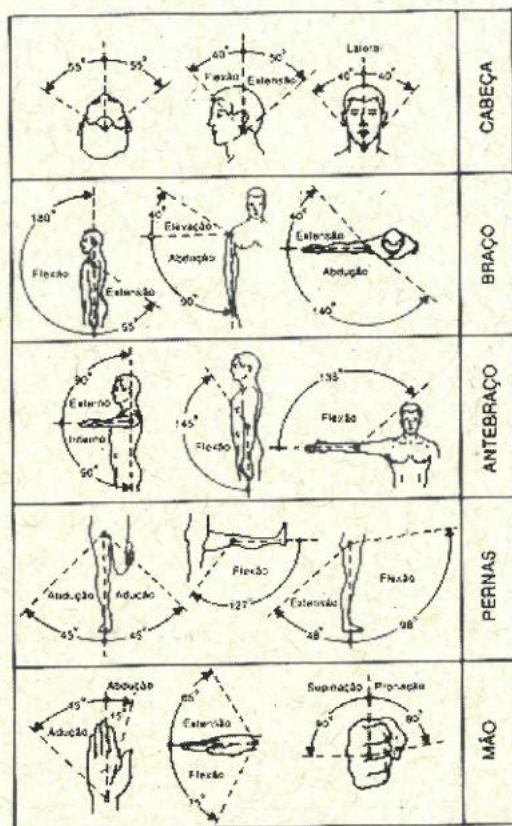


Figura 10 Valores médios dos movimentos voluntários (Iida, 1990)

A Figura 10 apresenta valores médios dos movimentos voluntários, ou seja, aqueles que podem ser feitos pelo próprio indivíduo. Existem ainda valores para os movimentos passivos, ligeiramente superiores a esses, que correspondem aos valores dos movimentos feitos com ajuda de uma outra pessoa. Existe uma grande semelhança dos movimentos para os lados direito e esquerdo do corpo. Naturalmente, com o treinamento, as pessoas conseguem aumentar a extensão desses movimentos voluntários.

Espaço de trabalho

O espaço de trabalho é a área (física e imaginária) necessária para o ser humano exercer suas funções. Apesar de algumas atividades se desenvolverem em áreas bastante grandes, exigindo deslocamentos e movimentos do corpo (andando, subindo escadas etc.), muitas atividades são desenvolvidas em espaços mais reduzidos. De forma geral, são a postura e o tipo de atividade os fatores que determinam o dimensionamento do espaço de trabalho.

Postura

Existem três posturas básicas para a realização de trabalho: deitada, sentada e de pé. A postura sentada tem várias vantagens em comparação com a postura de pé, pois o corpo tem melhor sustentação em função da variedade de suportes disponível: chão, assento, apoio das costas, apoio de braços, superfície de trabalho. Desta forma, a postura sentada é menos fatigante que a de pé. No entanto, a postura de pé favorece as atividades que exijam que o operador exerça força ou que se movimente com freqüência. O levantamento do INT (1988) observou que na indústria de transformação do Rio de Janeiro, a postura mais usual no posto de trabalho é a de pé (59,5%), sendo que 32,6% alternam a posição em pé/sentado e 7,8% trabalham sentados.

Mudanças de postura

Embora a posição sentada seja mais confortável, não é recomendável permanecer sentado por um tempo muito longo para evitar os problemas que advém de trabalho estático para manutenção da postura. Além disso, diversas atividades desempenhadas na posição sentada requerem que a pessoa mantenha as mãos sob visão, exigindo que ela curve a cabeça e o tronco, podendo gerar dores na coluna e no pescoço. Ao inclinar o tronco para frente, a pessoa não usa o encosto das costas, o que pode gerar problemas. Dentro da óptica de que mudanças de postura são necessárias, um posto de trabalho deve ser projetado de forma que se possa alternar a postura em pé e sentado.

A decisão da posição de trabalho preferencial depende, também, do tipo de tarefa realizada. A *Tabela 4*, adaptada por Eastman Kodak Company (Ergonomic ..., 1983), pode ser usada como um guia.

Tabela 4 Escolha da posição assumida no posto de trabalho segundo tarefas executadas (Ergonomic ..., 1983)

Parâmetros	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1- Levantar peso e/ou exercer força		P	P	P	P	P/S	P/S	P/S	P/C
2- Trabalho intermitente			P	P	P	P, P/S	P, P/S	P, P/S	P, P/S
3- Necessidade alcance amplo				P	P	P/S	P/S	P/S	P/C
4- Tarefas variadas					P	P/S	P/S	P/S	P/C
5- Altura superfície trabalho variável						S	S	S	S
6- Movimento repetitivos							S	S	S
7- Atenção visual								S	S
8- Trabalho de precisão									S
9- Duração superior a 4 horas									

S – sentado / P – em pé / P/S – em pé/sentado (uma alternativa para não se ficar em pé durante todo o tempo) / P/C – em pé, com cadeira disponível para períodos de descanso.

Tipo de atividade

A natureza da atividade manual define, inclusive, a distribuição de elementos de ação. Por exemplo, os trabalhos que exigem ação de agarrar com o centro das mãos (caso de alavancas etc.) devem ser executados em torno de 5 a 6cm mais próximo ao operador do que tarefas de atuação com a ponta dos dedos (pressionar botão etc.).

As manipulações fora de alcance dos braços exigem movimentos do tronco. Para evitar este problema, as ferramentas, controles e peças devem situar-se dentro de um envoltório tridimensional de alcance dos braços, considerando-se a importância do controle, peça ou ferramenta; frequência de uso; seqüência de operações. As operações mais importantes devem situar-se dentro de um raio aproximado de 50cm a partir da articulação entre os braços e os ombros. Isto se aplica ao trabalho realizado em pé ou sentado.

Mais precisamente, o espaço de preensão mais próximo, onde devem ocorrer as ações mais importantes ou frequentes está dentro de um raio de 35cm para mulheres e 45cm para homens. O espaço de preensão mais distal está dentro de um raio de 55cm para mulheres e 65cm para homens como mostra a *Figura 11*.

Deve ficar claro que a utilização de tabelas antropométricas auxilia no dimensionamento de produtos, tornando-os antropometricamente adequados a uma determinada população. No entanto, isto não quer dizer que necessariamente estes produtos estarão, sempre, ergonomicamente adequados, pois a ergonomia parte do pressuposto que o ser humano está em constante atividade, em constante movimento, em constante alteração de humor ...

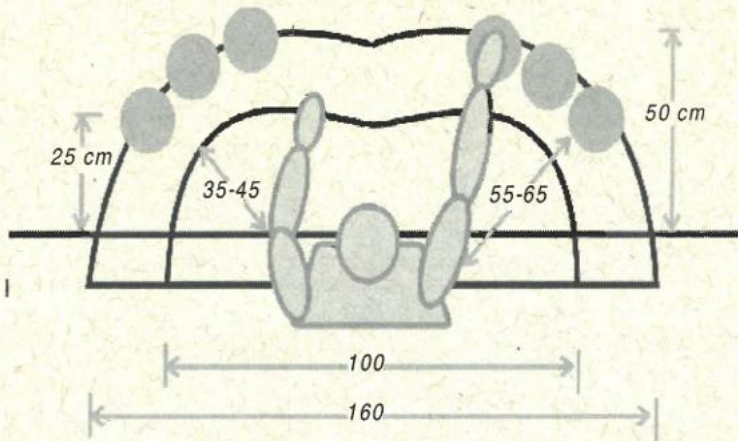


Figura 11 Área de trabalho manual proximal e distal para homens e mulheres (adaptado de Grandjean, 1998)

O dimensionamento de uma cadeira, por exemplo, considera as variáveis antropométricas necessárias para definição de um produto que servirá de assento quando o ser humano adotar a postura sentada.

Mas mesmo com a “melhor cadeira”, depois de um determinado tempo a pessoa terá mudado tantas vezes de posição que vai parecer que ela está inadequada. O assento foi projetado com base na postura sentada teoricamente mais confortável ou fisiologicamente saudável mas esta postura pode não ser a mais agradável depois de algum tempo sentada.

O ser humano não é um manequim antropométrico que interage como um robô com um determinado produto. Ele muda seus modos de interação, física e mental, constantemente, e isto deve ser sempre considerado no *design* de um produto de qualidade. A antropometria é uma ferramenta, preciosa, para projeto de produtos mas atenta para uma dimensão muito pequena, e geralmente estática, de tudo que ergonomicamente importa no *design*. A importância de outros fatores que não apenas a antropometria física fica evidenciada no dimensionamento de espaços: “Podemos medir com uma fita se um homem alcança ou não um objeto, mas precisamos de uma série de padrões complementarmente diferentes para medir a sensação de confinamento de um indivíduo” (Hall, 1977 p.58).

Dimensão oculta

Quando utilizando medidas antropométricas, é necessário considerar as medidas antropométricas estáticas (área 1), as medidas antropométricas dinâmicas (área 2) e as distâncias entre as pessoas, ou seja, as dimensões ocultas (área 3). Segundo Hall (1977), um ambiente é composto pelas 3 dimensões:

(área 1) a área imediata da superfície de trabalho;

(área 2) a área de alcance distal (alcance do braço);

(área 3) espaço “oculto” limite.

Um recinto fechado que só permite movimento dentro da área 1 é experimentado como **confinado**. Um recinto que contempla movimentação na área 2 é considerado **pequeno**. Um recinto com espaço de área 3 é considerado **adequado** e, em alguns casos, amplo. Um espaço é considerado adequado quando as pessoas conseguem movimentar-se nele sem esbarrar em pessoas ou objetos. Dependendo da cultura, a maioria das pessoas detesta ser tocada ou esbarrada, mesmo por pessoas íntimas. Denomina-se proxêmica o estudo das distâncias que as pessoas procuram manter dependentemente de contextos sócio-culturais diversos e que está também relacionado com os sentidos: cheiro, calor emanado pelo corpo, expressões faciais. As distâncias são determinadas tanto pelas características dos órgãos do sentido e pelo comprimento dos membros, quanto por fatores culturais, individuais (idade, *status* social, composição do grupo), interpessoais (atração, coesão, simpatia e antipatia) e situacionais (elementos físicos ligados ao contexto).

As distâncias “ocultas” a considerar variam em função da cultura de cada povo, mas podem ser classificadas em:

- Distância íntima;
- Distância pessoal;
- Distância social;
- Distância pública.

Distância íntima

Representa a fase mais próxima do contato interpessoal. Está subdividida em fase próxima e fase afastada (*Figura 12*). A fase próxima está associada à distância do amor, da luta, do conforto, da proteção. A fase afastada encontra-se entre 15 a 45cm sendo possível a aproximação da mão e o contato entre pessoas. Diz-se que “o outro está tão perto que a gente fica vesgo”.



ÍNTIMA



Figura 12 Fases próxima e afastada da distância íntima (Panero e Zelnik, 1993)

FASE AFASTADA

FASE PRÓXIMA

Distância pessoal

A distância pessoal está representada pela fase próxima, de 50 a 80cm, que pode ser idealizada pela forma de bolha imaginária ao redor de cada um.

A fase afastada, de 80cm a 1,20m, está identificada pela distância que mantém uma outra pessoa ao alcance unicamente das mãos. Esta dimensão indica o limite do domínio físico.

Distância social

Para a distância social, a fase próxima, de 1,20m a 2,10m, é a dimensão em que são realizados negócios impessoais, reuniões sociais informais e pela distância mantida pelas pessoas que trabalham juntas.

Na fase afastada, de 2,10m a 3,50m, configura a distância dos negócios mais formais.

Distância pública

Na fase próxima, de 3,50m a 7,50m, torna-se possível a ação de fuga ou defesa. Na fase afastada, de 7,50m ou mais, tem-se, para 9m, a distância que se estabelece em torno de figuras públicas importantes (*Figura 13*).

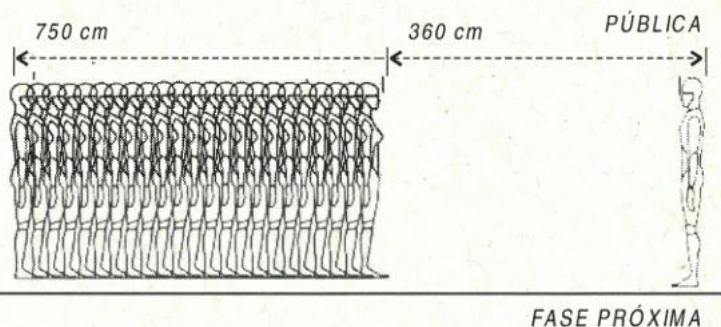


Figura 13 Fases próxima e afastada da distância pública (Panero e Zelnik, 1993)

No meio ambiente de trabalho, a arquitetura do espaço pode impedir ou facilitar as distâncias interpessoais, oportunizando o surgimento de problemas tais como falta de privacidade em escritórios do tipo aberto (panorâmico). Barreiras arquitetônicas são elementos construídos que se tornam obstáculos ao ser humano enquanto ser social e trabalhador.

REFERÊNCIAS CRONEY, John. (1978) *Antropometría para Diseñadores*. Barcelona: GG, 173p.

DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; BARDAGY, J. C. (1978) *Human scale 1/2/3*. Massachusetts: The MIT Press.

DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981a) *Human scale 4/5/6*. Massachusetts: The MIT Press.

DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981b) *Human scale 7/8/9*. Massachusetts: The MIT Press.

ERGONOMIC design for people at work. (1983) New York: Van Nostrand Reinhold Company, v.1, 406 p.

EPOCA. (1998) Ano 1, nº 14, 24 de agosto.

GUIMARÃES, L.B. de M.; BIASOLLI, P. K. (2002) Levantamento antropométrico: o Brasil ainda precisa ter o seu? In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ERGONOMIA E USABILIDADE DE INTERFACES HUMANO TECNOLOGIA. 2. ERGODESIGN. *Anais...* Rio de Janeiro: Laboratório de Ergonomia e Usabilidade de Interfaces em Sistemas Humano-Tecnologia (LEUI). Departamento de Artes e Design, PUC-Rio.

HALL, E. T. (1977) *A Dimensão Oculata*. Rio de Janeiro: Francisco Alves.

IIDA, I.; WIERZBICKI, H. A. J. (1973) *Ergonomia*. São Bernardo do Campo: Comunicação, Universidade, Cultura Editora, 292 p.

IIDA, I. (1990) *Ergonomia: projeto e produção*. São Paulo: Edgard Blücher, 465 p.

INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA. (1988) *Pesquisa antropométrica e biomecânica dos operários da indústria de transformação* - RJ. Rio de Janeiro: INT, 2 vol.

INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA. (1995) *Ergokit* RJ. Rio de Janeiro: INT.

MACDIARMID, J. (1998) *The Global Challenge of Obesity and the International Obesity Task Force*. London, UK. Disponível em: <www.iotf.org> . Acessado em: 22 de abril de 2002.

OLIVIER, G. (1978) *Pratique anthropologique*. Paris: Vigot Frères.

PANERO, J.; ZELNIK, M. (1993) *Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores - Estándares Antropométricos*. C. V. México: Ediciones G. Gill, S. A.

REBIFFÉ, R.; GUILLIEN, J.; PASQUET, P. (1984) *Enquête anthropométrique sur les conducteurs français, 1981-1982*. Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Association Peugeot-Renault. France, 234 p.

ROBERTS, D. F. (1975) Population differences in dimensions, their genetic basis and their relevance to practical problems of design. In: CHAPANIS, Alphonse. (Ed.) *Ethnic variables in human factors engineering*. London: Johns Hopkins, 290 p.

VINK, P.; KOMPIER, M. A. J. (1997) Improving office work: a participatory ergonomic experiment in a naturalistic setting. *Ergonomics*. Londres e Washington (DC): Taylor and Francis, v.40, n. 4, pp.435-449.

Anexo 1 - Síntese dos Resultados das variáveis para posto de trabalho

Obs: O peso é expresso em kg; as dimensões curvilineas em cm e as forças em N.

MEDIDA	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	P. 5	P. 50	P. 95
Peso	67,2	10,5	52,3	66,0	85,9
Estatura	169,9	6,6	159,5	170,0	181,0
Altura do nível dos olhos, sujeito em pé	159,4	6,6	149,0	159,5	170,0
Altura do ombro, sujeito em pé	141,1	6,0	131,5	141,0	151,0
Altura do cotovelo, sujeito em pé	104,4	4,9	96,5	104,5	112,0
Altura entrepernas	77,8	4,3	71,0	78,0	85,0
Altura da cabeça-assento	88,1	3,5	82,5	88,0	94,0
Altura do nível dos olhos-assento	77,5	3,4	72,0	77,5	83,0
Altura do ombro-assento	59,6	2,9	55,0	59,5	64,5
Altura da axila-assento	46,0	2,8	41,5	46,0	50,5
Altura do tórax-assento	42,6	2,7	38,0	42,5	47,0
Altura do cotovelo-assento	23,0	2,8	18,5	23,0	27,5
Altura das coxas-assento	14,9	1,6	12,0	15,0	18,0
Altura da cabeça, sujeito sentado	129,8	5,1	121,5	130,0	138,5
Altura nível dos olhos, sujeito sentado	119,3	5,1	111,0	119,0	128,0
Altura do ombro, sujeito sentado	101,3	4,5	94,0	101,0	109,0
Altura da axila, sujeito sentado	87,7	4,4	80,5	88,0	95,0
Altura do tórax, sujeito sentado	84,3	4,3	77,0	84,5	91,0
Altura do cotovelo, sujeito sentado	64,7	3,7	58,5	65,0	71,0
Altura das coxas, sujeito sentado	56,6	2,9	52,0	56,5	61,5
Altura dos joelhos, sujeito sentado	53,0	2,7	49,0	53,0	57,5
Altura popliteal, sujeito sentado	42,6	2,4	39,0	42,5	46,5
Profundidade do tórax, sujeito sentado	23,4	2,2	20,5	23,0	27,5
Profundidade do abdômen, sujeito sentado	24,4	3,3	20,0	24,0	30,5
Profundidade nádega-popliteal, sujeito sentado	47,8	2,9	43,5	48,0	53,0
Profundidade nádega-joelho, sujeito sentado	59,7	3,0	55,0	60,0	65,0
Alcance inferior máximo, sujeito em pé	62,7	3,7	56,5	62,5	69,0
Alcance frontal máximo, sujeito sentado	85,6	4,0	79,5	85,5	92,0
Alcance dos antebraços, sujeito sentado	55,4	3,3	50,0	55,5	61,0
Largura bideltóide, sujeito sentado	44,3	2,7	40,2	44,3	48,9
Largura do tórax entre axilas, sujeito sentado	29,7	2,3	26,2	29,5	33,9
Largura cotovelo a cotovelo, sujeito sentado	45,9	4,1	39,7	45,8	53,1
Largura do quadril, sujeito em pé	32,5	1,9	29,5	32,4	35,8
Largura do quadril, sujeito sentado	34,2	2,5	30,6	34,0	38,6
Largura do pé descalço, sujeito em pé	10,2	0,5	9,3	10,2	11,2
Comprimento vértice-nível dos olhos	10,5	1,1	9,0	10,5	12,5
Comprimento do membro superior	78,4	3,8	72,5	78,5	85,0
Comprimento do braço	36,7	2,1	33,5	36,5	40,5
Comprimento do pé descalço, sujeito em pé	25,9	1,2	23,9	25,9	28,0
Comprimento interarticular ombro-cotovelo	28,4	2,3	24,3	28,8	31,8
Comprimento interarticular cotovelo-pulso	25,3	1,6	22,9	25,3	28,3
Comprimento interarticular joelho-tornozelo	39,8	2,6	35,5	40,0	44,3
Força máxima de tração, membro superior	592,7	125,8	406,5	587,5	780,7
Força máxima de compressão, membro superior	493,7	124,7	311,3	483,1	714,7
Força máxima de compressão, membro inferior	1586,0	475,6	929,0	1521,3	2414,2

Anexo 2 - Síntese dos Resultados das variáveis para vestuário

Obs: O peso é expresso em kg; as dimensões curvilineas em cm.

MEDIDA	MEDIA	DESVIO PADRÃO	P. 5	P. 50	P. 95
Peso	67,2	10,5	52,3	66,0	85,9
Estatura	169,9	6,6	159,5	170,0	181,0
Altura entrepernas	77,8	4,3	71,0	78,0	85,0
Circunferência da cabeça	56,9	1,7	54,0	57,0	60,0
Circunferência do pescoço	42,0	2,6	38,0	42,0	46,5
Circunferência do tórax	93,7	6,9	83,5	93,0	106,0
Circunferência da cintura	83,8	7,9	72,0	83,0	97,5
Circunferência do quadril	93,8	6,4	84,0	93,5	105,0
Circunferência da coxa	54,4	4,8	47,0	54,0	63,0
Circunferência do joelho	41,1	3,1	36,5	41,0	47,0
Circunferência da cava	41,0	3,3	36,0	41,0	47,0
Circunferência do braço	33,1	4,0	27,0	33,0	40,0
Circunferência do cotovelo	31,6	2,6	27,5	31,5	36,0
Circunferência do pulso	16,9	0,9	15,5	17,0	18,5
Curvatura 7ª vértebra-cintura	46,8	2,9	42,0	47,0	52,0
Curvatura das costas	39,0	3,0	34,0	39,0	44,0
Curvatura da frente	34,1	2,5	30,0	34,0	38,5
Curvatura ombro-cintura	50,3	3,7	44,5	50,0	57,0
Curvatura cintura-quadril	13,1	1,9	10,0	13,0	16,5
Curvatura cintura-joelho	50,6	3,3	45,0	51,0	56,0
Curvatura cintura-solo	100,0	5,1	92,0	100,0	108,5
Curvatura do montante	22,2	2,5	18,0	22,0	26,5
Curvatura do gancho	64,4	5,3	56,0	64,0	73,5
Curvatura pescoço-ombro	14,6	1,3	12,5	14,5	17,0
Curvatura ombro-pulso	66,1	3,4	60,5	66,0	72,0
Curvatura pescoço-pulso	80,7	3,7	74,5	80,5	87,0

MATRIZ DE CORRELAÇÃO BIVARIADA

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1 Peso	1.0000																			
2 Estatura	.3461	1.0000																		
3 Altura nível dos olhos-solo	.3468	.9849	1.0000																	
4 Altura ombro-solo, em pé	.3719	.9824	.9558	1.0000																
5 Altura cotovelo-solo em pé	.3201	.9150	.9060	.9451	1.0000															
6 Altura entre pernas, em pé	.1728	.8256	.8290	.8442	.7739	1.0000														
7 Altura cabeça-assento	.3637	.7589	.7298	.6791	.5951	.4044	1.0000													
8 Altura nível olhos-assento	.3643	.7246	.7528	.6606	.6729	.3844	.9457	1.0000												
9 Altura ombro-assento	.3780	.6525	.6426	.6791	.7020	.3568	.8504	.8223	1.0000											
10 Altura axila-assento	.2764	.5845	.5788	.5953	.6381	.3123	.7777	.7676	.8708	1.0000										
11 Altura tórax-assento	.2832	.5028	.4978	.4733	.6136	.2408	.7547	.7470	.7402	.6949	1.0000									
12 Altura cotovelo-assento	.1713	.2074	.1998	.2201	.3785	.0883	.6126	.6005	.7452	.6903	.6227	1.0000								
13 Altura coxas-assento	.6308	.1457	.1442	.1674	.1471	.0470	.1933	.1906	.2298	.1586	.2010	.1662	1.0000							
14 Altura cabeça-solo, sentado	.2915	.8835	.8596	.8249	.8061	.6856	.8676	.8196	.7204	.6448	.6238	.3690	-0.0003	1.2000						
15 Altura nível olhos-solo, sentado	.2932	.8670	.8819	.8189	.7972	.6588	.8353	.8608	.7118	.6411	.6216	.3811	-0.0037	.9751	1.0000					
16 Altura ombro-solo, sentado	.2836	.8439	.8327	.8555	.8360	.6806	.7631	.7386	.8057	.8925	.6030	.4228	-0.0048	.9368	.9278	1.0000				
17 Altura axila-solo, sentado	.2337	.8162	.8075	.8170	.8111	.6644	.7319	.7122	.7388	.7922	.5865	.3970	-0.0506	.9061	.9001	.9462	1.0000			
18 Altura tórax-solo, sentado	.2366	.7686	.7603	.7442	.7344	.8288	.7149	.6966	.8504	.5894	.7791	.3453	-0.0287	.8931	.8939	.8717	1.0000			
19 Altura cotovelo-solo, sentado	.1904	.6613	.6489	.6646	.7430	.4695	.7205	.6960	.7572	.6799	.6216	.5879	-0.0545	.8414	.8313	.8921	.8590	1.0000		
20 Altura coxas-solo, sentado	.4530	.7571	.7485	.7615	.6958	.7398	.4590	.4371	.3970	.3073	.3222	.0135	.3451	.7500	.7424	.7610	.7169	.7382	1.0000	
21 Altura dos joelhos, sentado	.3993	.8413	.8341	.8548	.7797	.8229	.4666	.4401	.4263	.3686	.2699	-0.0265	.2624	.8808	.6732	.6940	.6703	.6131	.4793	1.0000
22 Altura popliteal, sentado	.1050	.7938	.7833	.7908	.7289	.8401	.3958	.3689	.3241	.2875	.2244	-0.0826	-0.0458	.7164	.7055	.7252	.7148	.6844	.6513	.7888
23 Profundidade tórax, sentado	.7825	.0243	.0352	.0788	.0178	.0582	.0453	.0661	.1201	.0409	.0646	.0113	.4807	-0.1112	.0129	-0.0822	-0.0250	-0.6711	1.0000	
24 Profundidade abdômen, sentado	.7692	.0517	.0441	.0032	.0540	-0.1388	.0002	.0150	.0809	.0071	.0193	.0269	.4434	-0.7755	-0.7755	-0.0460	-0.0946	-0.8993	-1.1111	1.0000
25 Profundidade nádega-popliteal	.2862	.6863	.6820	.7024	.6287	.7166	.2800	.2651	.2380	.2516	.1131	-1.5668	-1.1119	.4973	.5133	.5218	.4493	.3100	.6338	1.0000
26 Profundidade nádega-jelho	.4843	.7546	.7501	.7754	.8868	.7521	.3402	.3248	.3028	.2437	.1701	-1.3328	.3140	.6246	.5190	.5341	.5051	.4639	.3024	.7184
27 Alcance inferior máximo, em pé	.2944	.7622	.7683	.7603	.8628	.5711	.6826	.6722	.7038	.6512	.5505	.5097	.1285	.7129	.7108	.7392	.7201	.6561	.7256	.5309
28 Alcance frontal máximo	.4370	.6557	.6567	.6736	.5395	.6360	.3389	.3389	.3182	.2303	.1386	-1.8442	.2184	.5013	.5020	.5170	.4698	.4185	.2485	.6216
29 Alcance dos antebraços	.4288	.4221	.4161	.4488	.3461	.4062	.2108	.1954	.2052	.1489	.0783	-1.2682	.2272	.3214	.3141	.3577	.3601	.2657	.1497	.4577
30 Largura bideltóide	.8138	.2878	.2831	.2862	.2174	.1507	.3067	.2971	.2694	.1845	.2398	.0425	.5003	.2705	.2658	.2383	.3046	.2296	.1224	.4063
31 Largura do tórax nas axilas	.5855	.2120	.2133	.2368	.1177	.0910	.2212	.2233	.2475	.1551	.1999	.0604	.4543	.1669	.1689	.1778	.1214	.1428	.0687	.3021
32 Largura cotovelo a cotovelo	.7539	.0814	.0858	.1163	.0883	-0.2022	.1281	.7337	.1600	.1399	.1117	.0852	.4049	.0740	.0800	.0889	.0763	.0590	.0494	.2169
33 Largura do quadril, em pé	.7755	.3030	.3068	.3334	.2714	.1134	.3183	.3250	.3441	.2346	.2091	.1525	.4685	.2734	.2794	.2666	.2209	.2042	.1937	.3787
34 Largura do quadril, sentado	.7697	.2335	.2384	.2678	.2758	.0617	.2852	.2945	.3180	.2327	.2082	.1759	.4817	.2119	.2190	.2248	.1741	.1566	.1578	.2977
35 Largura do pé	.4585	.3960	.3811	.3915	.3504	.2934	.3342	.2992	.2695	.2402	.2353	.0477	.2046	.2980	.3807	.3710	.3639	.3748	.2922	.4481
36 Comprimento vértice-nível olhos	.0625	.1823	.0079	.1280	.1213	.1418	.2219	.1131	.0726	.0452	.0268	.0697	.0169	.2282	.0309	.1367	.1216	.1163	.1010	.1598
37 Comprimento do membro superior	.2612	.7675	.7984	.7916	.8297	.7690	.3754	.3404	.3844	.2564	.1823	.1906	.0395	.6170	.5052	.6446	.5947	.5709	.3952	.7052
38 Comprimento do braço	.2764	.8079	.8039	.8415	.8268	.5886	.3154	.2939	.3011	.1952	.1652	.3807	.0702	.5119	.5072	.5363	.4784	.4739	.2503	.6009
39 Comprimento do pé	.3778	.6542	.6413	.6537	.5884	.5712	.4006	.3928	.3746	.3314	.2569	.0186	.1196	.5766	.5610	.5688	.5550	.5051	.4213	.8902
40 Compr. interarticular ombro-cotovelo	.1264	.4563	.4488	.4688	.3907	.4626	.1916	.1661	.2067	.1351	.0314	.1631	.3831	.2783	.2630	.3003	.2604	.2075	.1149	.3088
41 Compr. interarticular cotovelo-pulso	.2411	.5592	.5415	.5832	.4962	.5733	.2666	.2197	.2347	.2498	.1179	.1598	.0540	.4048	.3804	.4086	.4264	.3646	.2212	.4446
42 Compr. interarticular joelho-tornozelo	.2835	.6634	.6598	.6886	.8133	.8662	.3322	.3101	.2957	.3414	.2213	.0908	.0672	.5519	.5478	.5657	.6101	.5321	.3876	.6174
43 Força máx. tração membro super.	.3112	.1561	.1548	.1498	.1438	.1342	.1479	.1432	.0668	.0201	.1174	.0322	.2570	.1502	.1489	.1010	.1072	.1685	.0963	.2792
44 Força máx. compr. membro sup.	.2597	.1792	.1621	.1584	.1589	.1132	.2317	.2175	.1567	.0376	.1896	.1227	.2259	.2274	.2165	.1829	.1828	.2382	.2280	.3062
45 Força máx. compr. membro infer.	.2800	.1902	.1767	.1852	.1987	.1634	.1513	.1224	.0786	.0046	.0886	.0564	.2787	.1507	.1453	.1182	.0719	.1558	.1524	.3090

MATRIZ DE CORRELAÇÃO BIVARIADA		21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	
21	Altura do joelho, sentado	1,0000																									
22	Altura popliteal, sentado	0,9242	1,0000																								
23	Profundidade tórax, sentado	1,310	1,141	1,0000																							
24	Profundidade abdômen, sentado	0,648	-1,886	0,826	1,0000																						
25	Profundidade nádega-popliteal	0,940	0,765	0,755	0,644	1,0000																					
26	Profundidade nádega-joelho	0,785	0,605	0,600	0,218	0,441	1,0000																				
27	Alcance inferior máximo, em pé	0,575	0,203	0,302	-0,157	0,450	0,506	1,0000																			
28	Alcance frontal máximo	0,620	0,504	0,714	0,107	0,743	0,797	0,276	1,0000																		
29	Alcance antebraço-mão	0,467	0,391	0,353	0,219	0,326	0,285	0,147	0,115	1,0000																	
30	Largura bicipitálica	0,377	0,184	0,170	0,070	0,298	0,313	0,100	0,190	0,329	1,0000																
31	Largura do tórax nas axilas	0,242	0,156	0,103	0,105	0,133	0,104	0,134	0,273	0,201	0,498	1,0000															
32	Largura cotovelo a cotovelo	0,156	-0,480	0,652	0,773	0,159	0,222	0,106	0,216	0,316	0,759	0,103	1,0000														
33	Largura do quadril, em pé	0,173	0,0972	0,215	0,338	0,255	0,173	0,233	0,307	0,175	0,333	0,543	0,597	1,0000													
34	Largura do quadril, sentado	0,249	0,304	0,533	0,725	0,130	0,104	0,253	0,143	0,313	0,241	0,339	0,179	0,173	1,0000												
35	Largura do pé	0,144	0,202	0,218	0,292	0,172	0,108	0,216	0,173	0,259	0,173	0,175	0,164	0,151	0,221	1,0000											
36	Comprimento vert. canéuvel olhos	1,174	1,1610	0,460	0,410	1,156	1,401	0,784	0,238	1,236	1,228	0,330	0,364	0,179	0,119	1,219	1,0000										
37	Comprimento do membro superior	0,742	0,752	1,556	0,723	0,816	1,258	0,577	0,895	0,806	0,753	0,105	0,142	0,395	0,208	0,351	1,238	1,0000									
38	Comprimento do braço	0,204	0,711	0,236	0,170	0,515	0,595	0,402	0,682	0,692	0,029	0,587	0,1461	0,321	0,262	0,288	0,609	0,784	1,0000								
39	Comprimento do pé	0,595	0,392	0,144	0,106	0,406	0,113	0,122	0,114	0,198	0,430	0,282	0,279	0,264	0,225	0,623	1,155	0,952	0,860	1,0000							
40	Compr. interarticular do braço	0,479	0,345	0,617	0,098	0,403	0,494	0,528	0,453	0,616	0,722	0,543	0,151	0,765	0,304	0,154	0,260	0,422	0,433	0,407	1,0000						
41	Compr. interarticular do antebraço	0,508	0,558	1,142	0,685	0,579	0,617	0,471	0,563	0,483	0,203	0,142	0,111	0,193	0,440	0,176	0,163	0,164	0,506	0,159	0,362	1,0000					
42	Compr. interarticular joelho-tornozelo	0,701	0,815	1,402	0,742	0,824	0,170	0,570	0,380	0,371	0,530	0,248	0,194	0,281	0,215	0,337	0,306	0,108	0,286	0,264	0,502	1,0000					
43	Força máx. tração membro super.	0,126	0,181	0,285	0,482	0,159	0,148	0,083	0,103	0,157	0,179	0,167	0,261	0,260	0,111	0,262	0,069	0,163	0,174	0,242	0,025	0,154	0,064	1,0000			
44	Força máx. compr. membro super	0,162	0,143	0,184	0,100	0,020	0,115	0,131	0,150	0,048	0,213	0,124	0,132	0,161	0,249	0,136	0,071	0,148	0,119	0,126	0,095	-0,056	0,736	0,464	1,0000		
45	Força máx. compr. membro infer	0,284	0,220	0,156	0,082	0,106	0,241	0,140	0,148	0,176	0,213	0,176	0,118	0,274	0,222	0,167	0,170	0,192	0,102	0,104	0,138	0,142	0,089	0,444	0,326	1,0000	

1 1

Conformação da Interface Homem-Máquina:

Usuários Extremos Versus Homem Médio Brasileiro

Anamaria de Moraes

(Publicado nos Anais do 2º Encontro Carioca de Ergonomia, Rio de Janeiro, 1994, p. 33 a 45)

De acordo com Moraes (1983), a falta de dados antropométricos da população brasileira é uma questão candente. Em qualquer seminário ou palestra de ergonomia sempre aparece a indefectível pergunta: "Como fazer ergonomia se ainda nem temos as medidas antropométricas do homem brasileiro?"

De tal modo se configura o problema que, na melhor das intenções, alguns consideram imprescindível medir 20 a 50 pessoas para poder dimensionar os produtos e estações de trabalho que estão projetando. Esquecem-se, entretanto, que o levantamento de dados antropométricos pressupõe planejamento e muito cuidado quanto à padronização das variáveis (definição de pontos limites e posição do sujeito quando da medição); compatibilização de variáveis, método de medição e instrumento de medição; amostragem estatística; controle do erro.

O atendimento a cada um destes itens exige estudos, discussões, testes, formalização, já que sua definição implica a repetição de modo idêntico do procedimento de medição, primeiro ao último sujeito medido, exatamente como na série zero de um produto fabricado em linha.

Tudo isso se agrava em face das dimensões do nosso território, da variabilidade da nossa população e da falta de registros disponíveis. Resultam, então, dificuldades para a seleção e para o controle da amostra e para a própria realização da pesquisa, não só em termos de deslocamentos, como também de uniformidade.

**NÃO SE
IMPROVISAM
LEVANTAMENTOS
ANTROPO-
MÉTRICOS**

O que acabamos de mencionar corrobora integralmente o que as instituições envolvidas com levantamento antropométrico afirmam. Vale, portanto, enfatizar: é impossível improvisar levantamentos antropométricos!

Tanto isso é verdade que o então Secretário de Ciência e Tecnologia do Ministério do Exército - General Haroldo Erichsen da Fonseca - e o então Presidente do Instituto Nacional de Tecnologia do Ministério da Ciência e Tecnologia - Paulo Roberto Krahe assinaram, a 7 de agosto de 1986, um convênio para a realização de uma pesquisa nacional sobre os dados antropométricos da população brasileira. A pesquisa foi planejada para durar três anos e para iniciar os trabalhos foram previstos, à época, Cr\$ 200 milhões (duzentos milhões de cruzeiros). Para a obtenção das verbas, os dois órgãos contavam com o apoio do FIPEC (Fundo de Incentivo à Pesquisa Científica) e da FINEP (Financiadora de Estudos e Projetos). Os dados obtidos, segundo afirmações dos responsáveis pela assinatura do convênio, seriam utilizados em projetos industriais (máquinas e equipamentos), equipamentos de proteção individual, tratores, material bélico e fardas.

Enquanto aguardava a verba necessária, o INT realizou, em 1985, uma pesquisa antropométrica de uma amostra de 3.100 operários da indústria de transformação do Estado do Rio de Janeiro. Em 1988, sob o título "Pesquisa Antropométrica e Biomecânica dos Operários da Indústria de Transformação - RJ" publicaram-se os resultados da pesquisa em dois volumes. O primeiro trata de medidas para postos de trabalho na postura sentada, o segundo compreende medidas para vestuário.

Após a pesquisa, disponíveis os dados, muitos exclamarão aliviados: "*- Alvissaras! Enfim posso saber a estatura média do brasileiro!*"

QUAL É A QUESTÃO PRINCIPAL?

Nossos produtos serão, então, dimensionalmente adequados?

Afirma-se que o uso de medidas estrangeiras é a principal razão de desconforto e insegurança para a nossa população. Entretanto, cumpre observar que, mesmo nos Estados Unidos, os produtos não são dimensionados corretamente sequer para os americanos. Obviamente, o conhecimento da estatura média dos americanos não favorece esta adequação.

O "homem médio brasileiro" se adapta mal aos produtos projetados no estrangeiro porque, muitas vezes, estes foram realizados para atender ao "homem médio" americano, inglês ou francês e, portanto, não se adequam nem aos usuários das próprias populações dos países onde foram projetados, onde existem dados e mais dados antropométricos disponíveis. Ou seja, a questão principal não é a medida do americano ou do brasileiro, mas sim o dimensionamento para o "homem médio".

Entretanto, ainda é voz corrente que o problema do mau dimensionamento dos produtos brasileiros - podem-se citar cadeiras com o assento a 45cm de altura mínima - reside na falta do dado antropométrico específico da população brasileira. Cumpre enfatizar que esta altura não se adequa nem aos franceses e que cadeiras projetadas por Grandjean - que é suíço - apresentam como altura do assento 32cm.

Vale citar, para melhor esclarecimento, o que escreve Pheasant (1986), ergonomista da Inglaterra, onde existem várias pesquisas antropométricas disponíveis:

“As fontes contemporâneas de dados antropométricos não permitem a apresentação de tabelas nas quais tenhamos confiança completa no que se refere à precisão - exceto para um número limitado de dimensões ou para populações restritas (usualmente, militares). A precisão é desejável, entretanto, não é uma realidade nem é totalmente imprescindível para a maioria de problemas de projeto.

“(...) Estes erros, no entanto, tornam-se insignificantes em comparação com aqueles que podem ocorrer mesmo na aplicação da tabela dos dados mais precisos. A questão de correções para o vestuário, a variação postural e os critérios de projeto são alguns exemplos.

“(...) Dimensões de diferentes populações, coletadas ao longo das últimas quatro décadas, ainda fornecem, para muitas pessoas, o material necessário para decisões relativas ao projeto de estações de trabalho. Cumpre observar, entretanto, que os dados do seu uso tornaram-se mais complexos. (...) Atualmente, considera-se que o trabalho que a pessoa faz é tão importante para a especificação de dimensões da estação de trabalho quanto o é a altura da população usuária”.

Cumpre, mais uma vez, enfatizar que o bom dimensionamento se inicia com a análise da tarefa - imprescindível para definir exigências visuais e requisitos de visibilidade, assim como exigências acionais e requisitos biomecânicos de movimentação de braços e pernas.

Conseqüentemente, não é na falta de dados brasileiros que se situa a questão do bom ou mau dimensionamento de nossos produtos e estações de trabalho. A questão se coloca na utilização dos dados existentes. Mais grave que a falta de dados e a aplicação errada dos valores disponíveis, americanos ou brasileiros - o que acaba induzindo a erros maiores ainda.

Diferenças Inter Versus Intra Populações

Muitos projetistas pesquisam avidamente os levantamentos do IBGE em busca do homem médio brasileiro. Ora, pesquisas comprovam que a diferença entre os dados antropométricos dentro de uma mesma população é maior do que a diferença entre os dados de populações diferentes. Logo, utilizar a estatura média brasileira, indiscriminadamente, de Manaus e Curitiba é mais errado do que utilizar os dados extremos americanos para a população brasileira.

“A estatura média para 1.200 amostras da África e da Europa é 167,1cm, e o desvio-padrão das médias é de aproximadamente 5,6cm. Conhece-se o desvio-padrão da estatura para 200 dentre estas 1.200 amostras. O desvio-padrão médio é 6,1cm. Em outras palavras, a variação no total de medidas do corpo entre populações é menor que a variação dentro de/intra populações. Tildesley (1950) examinou um número de dimensões antropométricas de um modo similar para populações indígenas de várias partes do mundo. (...) Em quase todas, as dimensões da variabilidade intra populações era maior do que entre populações” (Roberts, 1975).

Seleção da População/ Pesquisa

A primeira fonte de erros no dimensionamento da interface homem-máquina se encontra na seleção da população/pesquisa. Observa Roebuck *et al.* (1975): *“Os valores de percentil usados no Projeto Apolo basearam-se em dados descritivos do pessoal da Força Aérea. Seriam de se esperar resultados incorretos se os valores de percentil fossem selecionados a partir de uma população menos representativa, como no caso de uma pesquisa de estudantes ou motoristas de caminhão do exército americano”*.

O IDI/Rosário, por exemplo, pesquisou uma população de estudantes universitários; entretanto, mesmo na Argentina, é errado utilizar tais dados para outras populações, ou generalizá-los para “o argentino”. Isto, porque nesta amostra existem vários fatores de tendenciamento: a idade dos sujeitos, o nível sócio-econômico e o grau de instrução.

Vários autores demonstram (Chapanis, 1972; Panero e Zelnik, 1983; Pheasant, 1986) e pesquisas comprovam (Vital & Health Statistics, 1981) que as populações mais jovens, mais ricas e mais instruídas têm dimensões maiores. Logo, o uso de dados de pesquisa com universitários para outras populações acarretará prejuízos para os indivíduos menores - mais velhos, mais pobres, menos instruídos. Cumpre observar, portanto, que os dados da pesquisa de Rosário só se aplicam ao dimensionamento de equipamentos para estudantes universitários ou de produtos para jovens naquela faixa de idade - e, neste último caso, com cautela.

O mesmo pode ser dito em relação a certos levantamentos franceses mais divulgados, cujos sujeitos são motoristas (Rebiffé *et al.*, 1984). Pode-se fazer igual afirmação quanto ao levantamento que o INT (1988) publicou: seus dados se adequam ao dimensionamento de máquinas-ferramentas para indústrias de transformação onde trabalham apenas operários homens.

Como dizem Roebuck *et al.* (1975), “a estatura que corresponde ao valor do 95º percentil de um grupo particular pode ser maior ou menor que a estatura que corresponde ao valor do 95º percentil de outro grupo particular”.

Dois cuidados, portanto, fazem-se necessários:

a) Verificar quais foram os sujeitos das pesquisas. Ao utilizar pesquisas americanas, evitar o uso de dados levantados entre pára-quedistas e oficiais da força aérea (excelentes pesquisas, devido ao número de variáveis medidas) - que, mesmo para a população americana, já constituem um segmento especial, onde se encontram os maiores valores para as variáveis antropométricas.

Cabe observar que os livros mais difundidos sobre antropometria aplicada a ergonomia - Dreyfuss (1967), Diffrient *et al.* (1974, 1981a, 1981b) - não citam as fontes dos dados que, obviamente, face ao grande número de variáveis citadas, devem provir de diferentes pesquisas, como as que aparecem em Churchill *et al.* (1978). Panero e Zelnik (1983), um pouco mais cuidadosos, citam fontes embora também apresentem uma miscelânea. Já Van Cott e Kinkade (1972) indicam a procedência dos valores de cada variável.

b) Em caso de dúvida, utilizar os dados mais gerais. Melhor utilizá-los, garantindo-se com o uso dos valores dos percentis mais extremos, como o 2,5 e o 97,5. O grupo específico, do 5 ao 95 percentis, certamente estará dentro dos limites de variação. Deste modo, evita-se aplicar o dado específico de um grupo particular para outro que não guarda as mesmas semelhanças quanto à idade, à atividade, ao nível de renda, ao grau de instrução etc.

**Seleção da
Variável
Correta**

Mais outra razão de erros na aplicação de dados antropométricos encontra-se na seleção incorreta da variável pertinente. Vê-se com frequência a utilização da estatura para definir o local de melhor visualização de mostradores, quando o certo seria utilizar a altura do nível dos olhos e, a partir daí, delimitar o campo de visão. Poder-se-iam citar outros exemplos, como a seleção da largura de ombros bi-deltóide,

quando o que se quer é dimensionar a largura do apoio lombar. Neste caso, seria melhor, então, a largura do tórax entre as axilas, para não estorvar a movimentação do usuário. Tal explica parcialmente porque até em países onde existe profusão de levantamentos os produtos não são bem dimensionados.

Cada dimensão a ser definida solicita uma variável antropométrica específica. Mesmo para dimensionar uma simples cadeira, precisamos explicitar em que tarefa ela se insere - o que implica especificar diferentes tipos de encosto. As variáveis que se aplicam ao dimensionamento do apoio lombar de uma cadeira para datilografia não são as mesmas do apoio para as regiões lombar e dorsal de um assento para digitação, ou ainda do encosto de cadeiras de auditório, ou do apoio para as costas e a cabeça de uma poltrona-leito.

O apoio lombar tem como requisitos apoiar a região lombar e facilitar a movimentação do usuário. A cadeira de auditório apresenta como requisitos apoiar ao máximo as costas do usuário, sem entretanto prejudicar a visibilidade de quem está atrás - objetivo inexistente numa poltrona-leito, que quanto mais isolar e propiciar privacidade ao passageiro, melhor será.

Para dimensionar o apoio lombar da cadeira de datilografia indicam-se a altura e a largura entre as axilas, enquanto ao apoio lombar e dorsal para o assento do digitador se aplicam a largura do tórax entre as axilas e a altura cervical. Já a cadeira de auditório solicita a altura e a largura do ombro no acrômio, enquanto para a poltrona-leito precisa-se da largura bi-deltóide e da altura do topo da cabeça com o sujeito sentado.

É bem verdade que nem sempre encontramos todos os valores necessários - é o caso da altura da axila com o sujeito sentado, só para citar um exemplo. Neste caso, apela-se para uma variável fisicamente mais próxima daquela desejada, mas com plena consciência do erro e, conseqüentemente, com atenção e cuidados redobrados. Cabe observar que a questão acima citada acarreta ainda mais um problema para o levantamento antropométrico da nossa população - a quantidade de variáveis a serem pesquisadas. O dimensionamento de estações de trabalho/ produtos exige um grande número de variáveis - o que implica em mais tempo de medição e, portanto, pesquisa mais longa e conseqüente aumento de custos.

Cumprir mencionar que pouco resolve ter disponíveis valores de peso, estatura, largura do ombro, altura do joelho e comprimento do braço quando o projetista tem que cotar um posto de trabalho - mesmo bem simples como o de uma secretária, onde são necessárias cerca de 30 variáveis.

O dimensionamento de um assento de trabalho, por exemplo, exige a aplicação de 8 variáveis antropométricas:

1. Altura popliteal, para a altura da superfície do assento;
2. Profundidade da nádega à cavidade popliteal, para a profundidade da superfície do assento;
3. Largura do quadril/sentado, para a largura da superfície do assento;
4. Altura da crista ilíaca, para a definição da altura do espaço para acomodar a protrusão das nádegas;
5. Altura do centro da máxima concavidade lombar, para a altura da máxima convexidade do encosto;
6. Altura do sub-esterno, para a altura do início da curvatura do encosto;
7. Altura do topo da cabeça sentado (poltronas de ônibus e cadeiras de repouso), altura cervical (assentos de veículos/proteção da nuca), altura do ombro no acrômio (cadeiras de auditório), altura da axila (apoio lombar), para a altura do encosto;
8. Largura do ombro bi-deltóide (poltronas de ônibus e cadeiras de repouso), largura do ombro bi-acromial (cadeiras de auditório), largura do tórax entre as axilas (cadeiras de auditório), para a largura do encosto.

Cumprindo ainda acrescentar:

9. Espessura da coxa, para a altura do espaço para a introdução das pernas sob mesas, consoles e bancadas;
10. Profundidade da nádega ao joelho, para a definição da profundidade de obstruções proximais de bancadas e consoles.
11. Profundidade da nádega ao hálux (dedo grande do pé) para a localização proximal do apoio para os pés.

**Inferência
Errônea de
Valores
Desconhecidos**

Como muitos são os dados necessários e nem sempre disponíveis, ocorre algumas vezes o seguinte erro: a soma ou a subtração de valores conhecidos para inferir o valor de um segmento maior ou menor. Roebuck *et al.* (1975) citam como exemplo a tentativa de obter o valor do percentil 95 do comprimento do braço superior (do ombro ao cotovelo) a partir da diferença entre o valor da altura do ombro e da altura

do cotovelo, ambos do percentil 95, e mostra que o erro é de nada menos que 2,79 cm. O procedimento apropriado é primeiramente somar ou subtrair os valores médios, então estimar o desvio-padrão e, finalmente, calcular os percentis desejados. Ora, as tabelas de dados antropométricos que os livros oferecem raramente apresentam o valor do desvio-padrão. Somente no caso do percentil 50, as dimensões podem ser somadas ou subtraídas diretamente - mas os valores médios são de pouco uso: importante é adequar o dimensionamento aos usuários extremos.

A FALÁCIA DO HOMEM MÉDIO

Cabe agora tratar do tipo de erro mais comum: a falácia do homem médio.

A todo momento, fala-se da altura média do brasileiro, ouve-se aqui e lê-se ali que a cadeira fora dimensionada para os usuários médios.

Vários autores discutem a "falácia do homem médio" (Damon *et al.*, 1966; Moraes, 1992a, 1992b, 1989, 1985, 1983; Panero e Zelnik, 1979; Pheasant, 1986; Roebuck *et al.*, 1975; Van Cott e Kinkade, 1972). Mesmo assim, alguns persistem na mística deste "homem médio".

H.T.E. Hertzberg, um dos mais conceituados pesquisadores de antropologia física, diz:

"Realmente não existe tal coisa conhecida como "homem médio" ou "mulher média". Existem homens que estão na média em relação a peso ou estatura; mas somente 4% da população corresponde à média em relação a três dimensões; e apenas 1% da população estará na média ao considerarmos 4 dimensões. A fração torna-se insignificamente pequena à medida em que se aumenta o número de dimensões incluídas. Não existe homem algum que tenha 10 dimensões médias" (Hertzberg, 1968).

Mesmo considerando-se uma interpretação mais ampla de "média", de modo a incluir 15% acima e abaixo da média, não se encontrará um único homem que apresente um conjunto de 10 medidas dentro desta faixa, segundo pesquisa de Daniels (1952), entre 4.000 homens da Força Aérea Americana - que, como vimos, já é uma população com características específicas.

Como, então, trabalhar com o "homem médio" para dimensionar um posto de trabalho onde são solicitadas entre 25 e 30 variáveis? O número já mostra o absurdo, mesmo sem considerarmos a discrepância das variáveis.

Vale, portanto, mais uma vez, afirmar que o “homem médio” é uma falácia que induz a uma série de equívocos. Cabe repetir, reafirmar, tornar a repetir que o homem médio brasileiro *também é uma falácia*.

A média não atende à maioria

Outro engano que ocorre comumente é projetar pela média, na suposição de que assim se atende a maioria. Projetar para uma pessoa média, a partir da seleção dos valores do percentil 50, pode conduzir a vários erros. Ao se usar o valor médio, na verdade, o que ocorre é sempre o prejuízo de uma metade da população - umas vezes da metade menor que a média (no caso de alcances), outras vezes da metade maior que a média (por exemplo, na definição de espaço para introdução das coxas sob a mesa).

Quando se consideram alcances, a utilização do valor médio acarretará que a metade da população menor que a média não consiga manipular confortavelmente o controle, e, mais grave ainda, que os indivíduos próximos do extremo menor ponham em risco a operação devido ao dimensionamento inadequado. Por outro lado, se uma cadeira é projetada segundo as dimensões dos quadris da mulher média, a outra metade que tem os quadris maiores que a média estará desacomodada. Ao se usar o valor médio, não se atende à maioria - mas sim, a 50% da população que está acima ou abaixo deste valor. Os outros 50% ou não atingem ou apoiam, ou não cabem ou passam.

“Para acomodar diversos tamanhos de operadores, um enfoque bem conhecido é projetar os requisitos de alcance da estação de trabalho de acordo com as medidas do 5º percentil do grupo representativo e os espaços segundo as medidas do 95º percentil, de modo a prover uma estação de trabalho compatível com as pessoas pequenas e grandes” (Das e Sengupta, 1992)

Os extremos acomodam maiores, médios e menores

Assim, a partir das características do produto, das funções do sistema e das atividades a serem desenvolvidas, o projetista considerará ora o valor do percentil extremo máximo ora o valor do extremo mínimo. Só deste modo é possível acomodar a maior parte da população.

A seleção dos valores adequados - mínimo (correspondente ao percentil 2,5 ou ao 5) ou máximo (relativo ao percentil 95 ou 97,5) -, baseia-se na natureza do problema em questão. Se o projeto requer, por exemplo, que o usuário alcance algo, esteja ele sentado ou de pé, o percentil 5 é o indicado. Tal dado, do extremo mínimo, relativo ao alcance de braço, significa que 95% da população tem alcance de braço maior.

Se o espaço é o principal requisito do projeto, os dados do percentil 95 devem ser usados; só deste modo pode-se garantir que os indivíduos que têm coxas grossas poderão introduzi-las sob a mesa. Tal dado, do extremo máximo, relativo à altura da coxa junto ao abdômen, significa que 95% da população terá coxa mais fina. Se o projeto permite acomodar o usuário com dimensões no extremo máximo, obviamente estará adequado para aqueles com dimensões menores.

Ora, a indicação do percentil correto implica que, após a seleção da variável correspondente à dimensão desejada, se atente mais ainda para sua aplicação. Ao dimensionar uma bancada para trabalhos de precisão, a exigência de visibilidade solicita que se privilegie o percentil 95. Já a necessidade de realizar esforço numa bancada para trabalhos pesados recomenda que se contemple o percentil 5.

Mesmo no caso de dimensionamento de uma empunhadura, esta deve ser a preocupação principal. Se desejamos garantir, por questão de segurança, que o controle não se solte da mão do operador, o correto é usar o valor do extremo mínimo do diâmetro da pega interna. Deste modo, a maioria da população conseguirá fechar a mão. Se o risco não é o critério fundamental, e sim o conforto, e deseja-se evitar a concentração de pressões sobre uma pequena área, como no caso de uma barra de apoio, é melhor partir do valor do extremo máximo.

A aplicação deste tipo de raciocínio aparece pela primeira vez em Panero e Zelnik (1979) que, após a definição e aplicação de cada variável, indicam o percentil que deve ser utilizado.

Parece óbvio que, quando se deseja garantir que a maioria das pessoas passe por uma porta, os dados do percentil 95 devem ser usados. A lógica é simples: se os usuários maiores passam, os menores também passarão. Tal não ocorrerá se usarmos o valor médio - mais altos e mais gordos que a média não passarão.

Apesar da lógica transparente da argumentação, alguns insistem sobre a pertinência do uso do valor médio e persistem na sua utilização como uma maneira de atender a maioria. Em verdade, o que ocorre de fato é sempre o prejuízo de uma metade da população - umas vezes da metade menor do que a média, outras vezes da metade maior do que a média.

Vários são os exemplos de seleção incorreta dos valores dos percentis: alguns ocasionando apenas desconforto, outros, doenças como lombalgias (altura de consoles e bancadas) ou varizes (altura de cadeiras), ou ainda problemas de segurança, como a localização de comandos fora da área acional.

Assim, face as características do produto, as funções do sistema e as atividades que o operador desempenha, o projetista considerará ora o valor do percentil extremo máximo ora o valor do percentil extremo mínimo. Só deste modo é possível acomodar a maioria da população. Apenas desta maneira dimensionam-se corretamente produtos no Brasil, na Europa, Estados Unidos, na África e na Ásia.

AJUSTES ATÉ CERTO PONTO

Devido a dificuldade do dimensionamento correto da interface homem-máquina, alguns podem considerar como melhor solução produtos ajustáveis. Entretanto, mesmo para especificar ajustes faz-se necessária a definição de limites de variação. Mais ainda: ajustes implicam aumento de custos nem sempre viáveis.

Cumpra ainda observar que os ajustes necessários para acomodar os casos extremíssimos (abaixo de 5 e acima de 95 percentis) é desproporcional ao número de pessoas contempladas. Com uma variação de 10,7cm acomoda-se 90% da população (do percentil 5 ao 95), enquanto para acomodar 98% o ajuste seria de 15,2cm e, para acomodar 100%, seria de 26,2cm. Ou seja: mais 4,5cm para acomodar mais 8% (do percentil 1 ao 99, 98% da população); e mais 15,5 cm para acomodar mais 10% (100% da população).

Além disso, nem sempre é fácil projetar com ajustes. Estes exigem componentes mecânicos e elétricos que ocupam espaço e implicam em problemas de manutenção. Mais ainda, a experiência demonstra que, quando os ajustes são de operação complicada, o usuário raramente os utiliza.

Soluções de compromisso

Neste momento, cabe colocar mais um elemento compilador: a necessidade de soluções de compromisso.

O correto dimensionamento do projeto coloca questões que nem sempre podem ser resolvidas a partir apenas do homem máximo e do homem mínimo. Existem situações em que a necessidade de aproximar o painel de controles manuais, para satisfazer o usuário de alcance menor, se choca com o requisito de espaço para acomodar os usuários de tronco mais volumoso. Do mesmo modo, a altura de consoles compatíveis com os operadores de cotovelo mais baixo implica desconforto para aqueles operadores que têm coxas volumosas.

Neste momento, é fundamental uma análise cuidadosa dos prejuízos, privilegiando, então, aquela situação que envolva maiores riscos ou desconforto, ou chegando-se a uma solução de compromisso. Neste caso, melhora-se uma dimensão como compensação para aquela que

está sendo prejudicada. Em outras situações, a consideração dos requisitos de visibilidade implica providenciar uma plataforma e um apoio para os pés que permita elevar o usuário menor sem comprometer o conforto das pernas. É neste momento da avaliação, análise e projeção, que os manequins antropométricos dos usuários extremos, em três vistas (sagital/lateral, cranial/superior, coronal/posterior) são de grande ajuda para o ergonomista.

“Embora manequins bidimensionais (em vista sagital/lateral) ainda sejam freqüentemente usados por muitos fabricantes parece que somente uns poucos projetistas sabem das limitações do uso destes manequins. Um problema óbvio é que a maioria dos manequins somente representa uma vista lateral de uma pessoa. Resulta uma avaliação do projeto em apenas duas dimensões. Isto deve explicar porque tantos fabricantes de veículos desenham os pedais fora da linha central do motorista...” (Porter et al., 1993).

Importa, portanto, plotar o campo de visão e a área acional dos usuários extremos em três vistas. Para a definição do campo de visão cabe ressaltar, mais uma vez, a necessidade de conhecer as atividades da tarefa. Só assim, é possível determinar o ângulo de visão, segundo os requisitos de visibilidade, e o raio de focalização de acordo com os objetos a serem visualizados. O mesmo se aplica à área acional. A seleção dos ângulos biomecânicos de conforto a serem considerados depende das exigências da tarefa - o que deve ser acionado, suas prioridades e hierarquia.

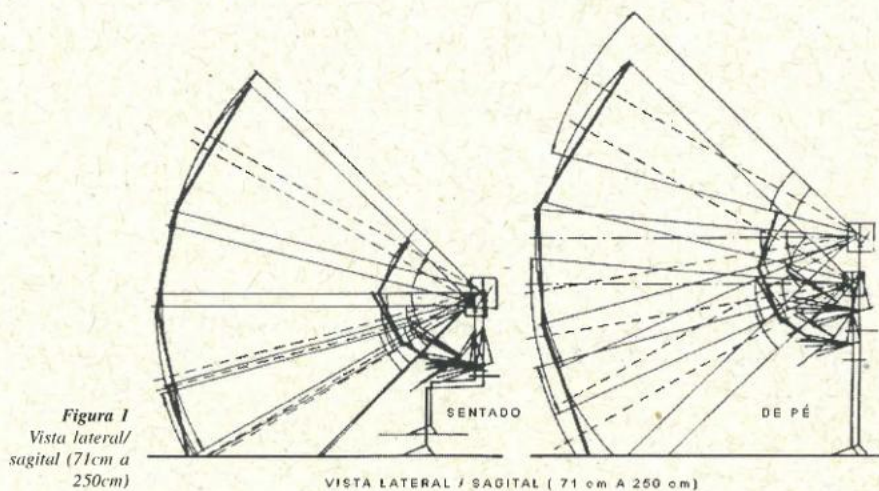


Figura 2
Vista superior/
cranial (71cm a
250cm) - sentado/
de pé

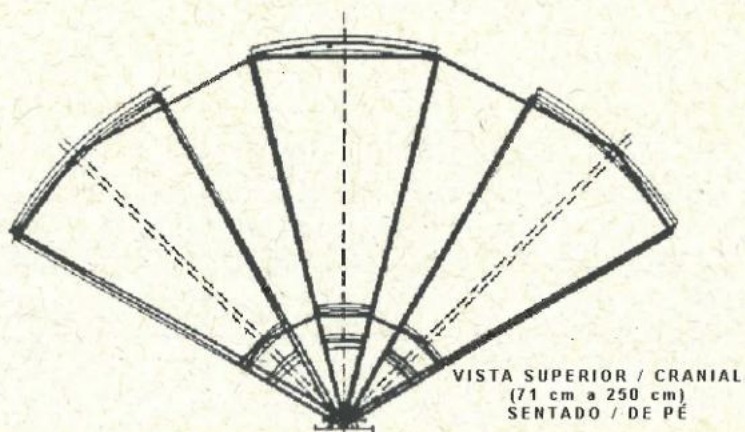


Figura 3
Zona interfacial -
campo de visão,
área
informacional e
acional - PCT/TCO
e PCE/TCO
(operador de pé)

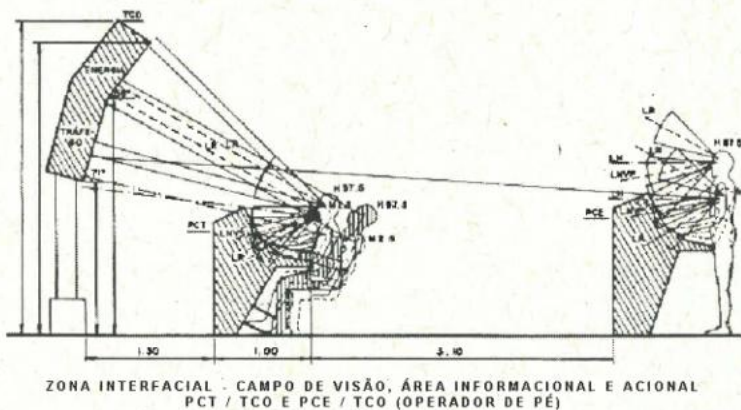
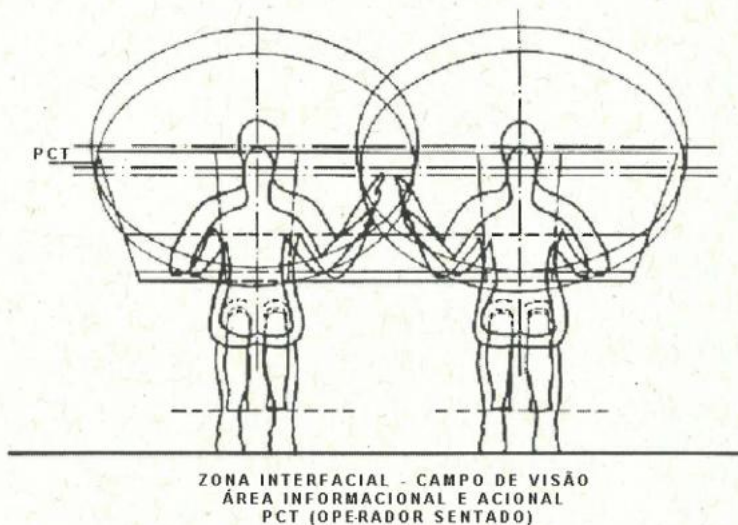


Figura 4
Zona interfacial -
campo de visão,
área
informacional e
acional - PCT
(operador
sentado)



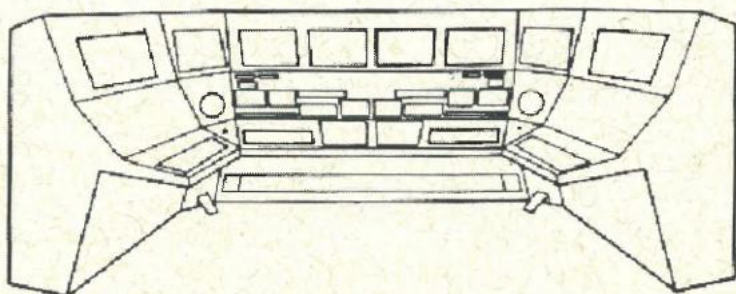


Figura 5 Console de controle de tráfego (PCT): para 2 operadores

CONSOLE DE CONTROLE DE TRÁFEGO (PCT)
PARA 2 OPERADORES

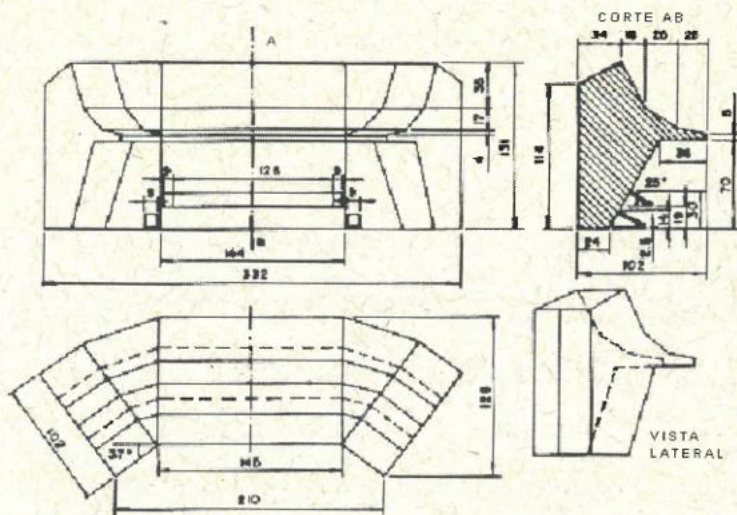


Figura 6 Vista do console de controle de tráfego (PCT)

VISTAS DO CONSOLE DE CONTROLO DE TRÁFEGO (PCT)

REFERÊNCIAS

- CHAPANIS, A. (1972) *A engenharia e o relacionamento homem-máquina*. São Paulo: Atlas, 153 p.
- CHURCHILL, E.; CHURCHILL, T.; KIKTA, P. (1978) *Intercorrelations of anthropometric measurements: a source book for USA data*. Aerospace Medical Research Laboratory; Aerospace Medical Division (AFSC); Wright Patterson, AFB, Webb Associates. Ohio.
- DAMON, A.; STOUTT, H. W.; McFARLAND, R. A. (1966) *The Human Body in Equipment Design*. Cambridge: Harvard University Press, 355 p.
- DANIELS, G. S. (1952) "The average man?" Ohio: Wright Air Development Center (USAF).
- DAS, B.; SENGUPTA, A. K. (1992) The assessment of conventional and computer-aided industrial workstation design methodologies. In: KUMAR, S. (Ed.) *Advances in industrial ergonomics and safety IV*. London: Taylor & Francis.
- DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981) *Human scale 4/5/6*. Massachusetts, The MIT Press.
- DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981) *Human scale 7/8/9*. Massachusetts: The MIT Press.
- DREYFUSS, H. (1967). *The measure of man: human factors in design*. New York: Whitney Library of Design.
- HERTZBERG, H. T. E. (1968) The conference on standardization of anthropometric techniques and terminology. *American J. Phys. Anthropol.* 28:1, pp. 1-16, N. S.
- INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA. (1988) *Pesquisa antropométrica e biomecânica dos operários da indústria de transformação* - RJ. Rio de Janeiro: INT. 2 vol.
- LIPPMANN, R. O. In: CAD Program, 6/86, pp. 26 - 29, Germana.
- McDANIEL, J. (1990) Models for ergonomic analysis and design: COMBIMAN and CREW CHIEF. In: KARWOWSKI, W. et al. (Ed.). *Computer-aided ergonomics; a research guide*. London: Taylor & Francis, pp. 138 - 156.

MORAES, A. de. (1992a) Dimensionamento dinâmico de estações de trabalho, a partir das exigências da tarefa, segundo o campo de visão e a área acional; perfil sagital, cranial e coronal. Antropometria, de novo!? Contra a falácia do homem médio brasileiro! In: MORAES, A.; VELLOSO, F. J. L.; SETTI, M. E. C. *Ergonomia*. Condições de trabalho e qualidade de vida: sistemas, produtos e programas. Rio de Janeiro, Univerta/ UERJ, p. III.73 - III-80.

MORAES, A. de. (1992b) *Diagnostico ergonômico do processo comunicacional do sistema homem-máquina de transcrição de dados: posto de trabalho do digitador em terminais informatizados de entrada de dados*. Rio de Janeiro, ECO/ UFRJ. Tese de Doutorado.

MORAES, A. de. (1989) Dimensionamento da interface homem-máquina: compatibilização dos usuários extremos; comparação da aplicação de dados antropométricos brasileiros e americanos. In: IV SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. *Anais...*, Rio de Janeiro, ABERGO/FGV (Associação Brasileira de Ergonomia/Fundação Getúlio Vargas), pp. 336 - 346.

MORAES, A. de. (1985) Aplicação de dados antropométricos no dimensionamento da interface homem-máquina: manequins antropométricos bidimensionais. *Anais do 2º Seminário Brasileiro de Ergonomia*. Rio de Janeiro, fundação Getúlio Vargas, pp. 150- 163.

MORAES, A. de. (1983) *Aplicação de dados antropométricos: dimensionamento da interface homem-máquina*. COPPE/UFRJ, Tese de M. Sc., Engenharia de Produção, 525 p.

PANERO, J.; ZELNIK, M. (1983) *Las dimensiones humanas en los espacios interiores*. Estándares antropométricos. Barcelona, Gustavo Gili, 320p.

PANERO, J.; ZELNIK, M. (1979) *Human dimension & interior space. A source book of design reference standards*. New York: Whitney Library of Design. 320 p.

PHEASANT, S. (1986) *Body space*. London: Taylor & Francis. 275 p.

PORTER, J. M. *et al.* (1993) Computer-aided ergonomics design of automobiles. In: PEACOCK, Brian; KARWOWSKI, Waldemar. *Automotive ergonomics*. London, Tasyolor & Francis. p. 43 - 77.

REBIFFÉ, R.; GUILLIEN, J.; PASQUET, P. (1984) *Enquête anthropométrique sur les conducteurs français, 1981-1982*. Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Association Peugeot-Renault. France, 234 p.

REBIFFÉ, R. (1976) Le siege du conducteur: son adaptation aux exigences fonctionnelles et anthropométriques. In: GRANDJEAN, E. (Ed.) *Sitting posture*. London, Taylor & Francis. 253 p.

ROBERTS, D. F. (1975) Population differences in dimensions, their genetic basis and their relevance to practical problems of design. In: CHAPANIS, Alphonse (Ed.). *Ethnic variables in human factors engineering*. London, Johns Hopkins. 290 p.

ROEBUCK Jr., J. A.; KROEMER, K. H. E.; THOMSON, W. G. (1975) *Engineering anthropometry methods*. New York, John Wiley. 459 p.

VANCOTT, H. P.; KINKADE, R. G. (1972) *Human engineering guide to equipment design*. Washington D.C., US Government Printing Office.

**BIBLIOGRAFIA
RECOMENDADA**

BADLER, N. I. (1990) *Human factors simulation research at the University of Pennsylvania*. Computer Graphics Research Quarterly Progress Report No. 38, Department of Computer and Information Science, University of Pennsylvania, Fourth Quarter.

HOEKSTRA, P. N. (1993) "Seeing what you are doing" with computer aided anthropometric assessment. In: MARRAS, William S. et al. *The ergonomics of manual work*. London: Taylor & Francis, pP. 613 - 616.

RUITER, I. A. (1990) Development of man-models for the dutch senior citizen. In: LOVESEY, E. J. (Ed.) THE ERGONOMICS SOCIETY'S 1990 ANNUAL CONFERENCE. *Proceedings...* London: Taylor & Francis, pp. 223 - 227.

STEWART, J. R. Ergonomic analysis with mannequin. In: *Human Factors Society Bulletin*, 35 - 2, p. 9 - 10.

WOOLFORD, B.; ORR, L. S.; MOUNT, F. E. *PLAID as a maintainability tool*. AIAA/ NASA Symposium on the Maintainability of Aerospace Systems.

1 2

Conformação da Interface Homem-Máquina:

Manequins Antropométricos e CADs de Antropometria

Anamaria de Moraes

(Publicado nos Anais do 2º Encontro Carioca de Ergonomia, Rio de Janeiro, 1994, p. 47 a 60)

Os cuidados para evitar os equívocos e erros que se citaram no capítulo anterior e a utilização dos manequins antropométricos permitirão um correto dimensionamento de estações de trabalho, mesmo quando se usam dados estrangeiros. O oposto - ou seja, ter os dados brasileiros e não aplicá-los de modo acertado - não propiciará um dimensionamento correto. Tanto assim que ainda hoje os erros mencionados ocorrem em países onde existem dados tabelados de sua própria população, seja esta americana, francesa ou alemã. Cumpre, portanto, mais uma vez, reafirmar que, mesmo com uma profusão de levantamentos, não se garante o bom dimensionamento da interface homem-máquina, de produtos e estações de trabalho - o fundamental é saber utilizar o dado disponível.

Após a análise dos constrangimentos impostos, a partir das exigências da tarefa, dos requisitos de visibilidade, da otimização dos acionamentos, busca-se conformar a interface homem-máquina. Ao compatibilizar os campos de visão e as áreas acionais dos usuários extremos definem-se os perfis sagitais/laterais, transverso/cranial/superior, coronal/posterior ou anterior da interface e o arranjo físico dos subsistemas informacional, acional, comunicacional.

MANEQUINS ANTROPOMÉ- TRICOS BIDIMENSIO- NAIS

Os manequins antropométricos são ferramentas de projeto extremamente importantes. Do mesmo modo que os gabaritos - que representam elementos de máquina em escala são de grande utilidade para os engenheiros, os manequins antropométricos são fundamentais para o estudo das relações dimensionais da interface homem-máquina. Seja na análise da situação existente; na definição de propostas, na avaliação das soluções de compromisso ou nas revisões necessárias, os manequins são muito úteis. Um conjunto destes manequins, representando homem e mulher dos percentis extremos máximo e mínimo, pode ser preparado em diferentes escalas, em acetato ou acrílico, para uso em departamento de projeto.

Já foi visto que o “homem médio” é uma falácia e que para cada variável é indicado um percentil máximo ou mínimo, segundo sua aplicação. Portanto, nada de utilizar manequins médios. Entretanto, um outro homem de percentil constante - “homem do percentil 5” - é uma abstração estatística, da mesma forma que o “homem médio”. O indivíduo mítico representativo do extremo máximo corresponde a uma coleção dos valores do percentil 95 ou do 97,5 de cada medida usada na sua construção. O mesmo podemos dizer do “homem pequeno”, que corresponde a uma coleção dos valores do percentil 2,5 ou do 5, de cada variável antropométrica do seu contorno.

Vale ressaltar que a utilização de bonecos antropométricos dos percentis extremos, considerados em par, indicam limites máximos e mínimos de variação que permitem prevenir muitos erros grosseiros.

A construção de manequins implica a utilização dos valores máximos, do percentil 95 ou do 97,5, de todas as variáveis necessárias ao dimensionamento do manequim do “homem grande” e da “mulher grande”. O mesmo acontece com o “homem pequeno” e a “mulher pequena”: para construí-los, usam-se os valores mínimos, do percentil 2,5 ou do 5. Para melhor precisão, devem-se construir manequins diferenciados para a postura de pé e para postura sentado. Mais ainda, a altura do nível dos olhos, a altura do ponto H e a altura da articulação do ombro devem sempre ser plotadas, isoladamente, a partir do solo.

Cumpram ainda mencionar que, de modo geral, reduz-se a utilização dos manequins a uma representação de perfil (plano sagital lateral). É desejável, entretanto, como afirma Moraes (1983), que se construam os outros manequins, de modo a representar a vista superior (plano transversal cranial) e a vista anterior ou posterior (plano coronal anterior ou posterior).

Em todas as vistas, marcam-se os centros de articulação e os elos de ligação. Estas linhas de referência são fundamentais para a marcação dos ângulos de conforto ou de esforço, propiciando o estudo das relações biomecânicas, necessárias à localização de pedais e manípulos, a serem operados com maior segurança e menor esforço. Faz-se a rotação dos segmentos a partir dos centros de articulação que funcionam como vértices de ângulos limitados pelos elos de ligação. Deste modo, estuda-se a movimentação da cabeça, do braço superior, do antebraço, da mão, da coxa, da perna inferior e do pé. Tem-se, portanto, as flexões e extensões no plano sagital, as rotações no plano transversal, as abduções e aduções no plano coronal.

Deve-se marcar, também, com uma cruzeta ou um orifício, a posição do olho. Este ponto é fundamental para o desenho dos limites do campo visual, a partir dos ângulos de visão (que se definem conforme os requisitos de visibilidade) e dos raios de focalização (que se relacionam com as dimensões do objeto a visualizar e com a idade dos indivíduos).

Deste modo, propicia-se a definição e a avaliação do posicionamento e do dimensionamento de janelas para tomadas de informação do ambiente externo, de painéis de controle, de mostradores e comandos.

Na fase inicial da definição do perfil da interface, para simplificar e agilizar os estudos de compatibilização dos campos de visão dos usuários extremos, assim como das áreas acionais dos mesmos usuários extremos, pode-se trabalhar com esquemas antropométricos, que representam apenas os elos de ligação.

Estes esquemas lineares permitem a marcação dos ângulos biomecânicos de conforto da cabeça com o tórax, do braço superior com o tórax, do braço superior com o antebraço, da coxa com o tronco, da coxa com a perna inferior, da perna inferior com o pé, para a localização dos comandos manuais e/ou pedais. Tais esquemas possibilitam, também, além da movimentação da cabeça, plotar os ângulos de visão e os raios de focalização, necessários à definição do campo de visão. Vale observar que mesmo com os esquemas trabalham-se as três vistas - a sagital/lateral, a transversal/superior/cranial, a coronal/anterior ou posterior.

Após plotar o campo de visão e a área acional, a questão principal passa a ser a definição de espaços. Tal envolve as dimensões do tronco - larguras e profundidades do tórax, do peito e do abdômen - assim como a espessura e largura das coxas. Neste momento, os manequins antropométricos com os contornos sagital, coronal e transversal dos usuários extremos tornam-se fundamentais.

Outrossim, como quanto maior for a precisão desejada do modelo, maiores serão as suas dimensões - chega-se até a escala 1:2. Paralelamente, as conexões, que nos manequins menores são pinos ou ilhoses, passam a ser ranhuras com travas limitadoras da movimentação. A ação da espinha poderá ser simulada por segmentos móveis e movimentos do pescoço e cabeça por elos separados. Mais ainda: maior é o número de variáveis antropométricas necessárias ao detalhamento dos contornos sagital, coronal e transversal.

Em casos de extrema restrição de espaço e de condições de trabalho que exijam equipamentos de proteção, às dimensões do corpo nu

devem-se acoplar elementos que representam capacetes, óculos, abafadores, luvas, equipamentos e vestuário de proteção. Evitam-se, deste modo, os erros resultantes da desconsideração do incremento dimensional relativo a estes componentes.

Cumpra observar que a utilização de processos gráficos de dimensionamento da interface homem-máquina, mediante a utilização de manequins antropométricos, não significa que se prescindia de testes ergonômicos num modelo tridimensional no tamanho real. Como o objetivo do teste é verificar a adequação dimensional, a apropriação do campo de visão, os alcances da área acional, o modelo prescinde do funcionamento e/ou da preocupação formal/estética. Conseqüentemente, a construção do modelo pode ser feita com sarrafos de madeira forrados de papelão corrugado, o que já é suficiente para simular a manipulação do posto de trabalho.

Para a realização dos testes, devem-se selecionar sujeitos grandes e pequenôs, com comprimentos de braços e pernas curtos e longos, tronco largo e volumoso, tronco estreito e magro. Só deste modo é possível verificar os limites superior, inferior, frontal e lateral de alcances críticos, assim como as obstruções a movimentação do tronco e restrições de espaço para coxas e joelhos, principalmente quando do acionamento de controles pediosos. Estes devem estar dentro do envoltório de alcance dos menores, mas também dentro do ângulo de conforto dos maiores.

Esquemas antropométricos

Os esquemas antropométricos são de grande valia quando se deseja definir o perfil da zona interfacial, através do posicionamento dos componentes informacionais, acionais e comunicacionais. Os esquemas permitem de modo ágil plotar o campo de visão e a área acional dos usuários extremos e determinar alternativas de conformação de painéis e de localização de elementos para tomada de informação ou manipulação acional, seja nos planos sagital/lateral, frontal-posterior/coronal ou superior/transverso/cranial.

Cumpra ressaltar que a definição de prioridades de localização nas áreas ótimas exige imprescindivelmente a análise da tarefa. Somente a partir dos registros de frequência, duração e seqüência é possível hierarquizar a inserção dos elementos mais usados e/ou que implicam taxa de penalidade nas áreas de melhor acesso visual e/ou acional.

Os esquemas se constróem a partir das medidas inter-articulares. Definem-se, então, elos de ligação entre pivôs que são as articulações do corpo - da cabeça, do pescoço, do ombro, do cotovelo, do punho,

do metacarpo, da região lombar, do quadril, do joelho e do tornozelo. Estes elos de ligação atuam como limites de ângulos biomecânicos de conforto entre os diversos segmentos corporais.

A variação destes ângulos determinam perfis nos planos sagital, coronal e transversal. A movimentação do tórax, do braço superior, do antebraço e da mão define varreduras de atuação manual. Os deslocamentos do quadril, da coxa, da perna inferior e do pé configuram limites de ação pediosa. Os ângulos de movimentação da cabeça, de visão central e periférica e os raios de focalização determinam os perfis sagital, cranial e coronal do campo de visão.

O uso dos esquemas antropométricos com as medidas dos usuários extremos possibilita compatibilizar tais perfis para atender aos maiores e menores usuários a partir de soluções de compromisso de alturas, profundidades e ângulos.

Manequins antropométricos

Após definir o perfil informacional e acional, a partir dos esquemas antropométricos, há que se posicionar superfícies de trabalho. Neste momento é imprescindível alocar espaços para o volume do tronco e dos membros - acomodação para a protrusão da nádega; espaço vertical e horizontal para a introdução das coxas sob a mesa; local para estender pernas e pés sob consoles, em função de obstruções no eixo das profundidades; distância suficiente da superfície de trabalho ou de volantes e manípulos, face a protrusão do abdômen; espaços de deslocamento.

Neste momento, os manequins antropométricos passam a ser essenciais. Eles ratificam ou retificam os perfis que se definiram a partir da utilização dos esquemas antropométricos. Mais ainda, possibilitam plotar as alturas, larguras e profundidades de elementos da estação de trabalho, assim como do seu entorno.

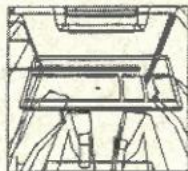
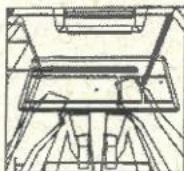
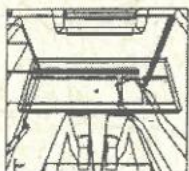
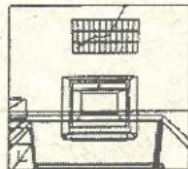
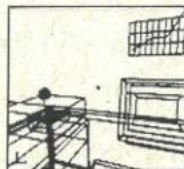
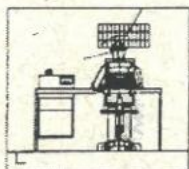
CADs ANTROPO-MÉTRICOS

Hickey (1985) listou 37 programas CAD de antropometria que incluíam um modelo do corpo humano, total ou parcial. Alguns programas não são mais disponíveis para o público em geral, mas outros novos apareceram como resultando de mudanças no *hardware*. Tais programas são desenvolvidos a partir de pacotes comerciais CAD ou escritos com base em linguagens de terceira geração, como FORTRAN ou C para desempenhar funções similares do CAD. Normalmente, o usuário dispõe de várias opções para controlar a antropometria do modelo humano. O modelo humano é construído a partir de elos de ligação com dimensões que representam os membros do corpo humano e cada ponto final do elo de ligação representa uma articulação com um seg-

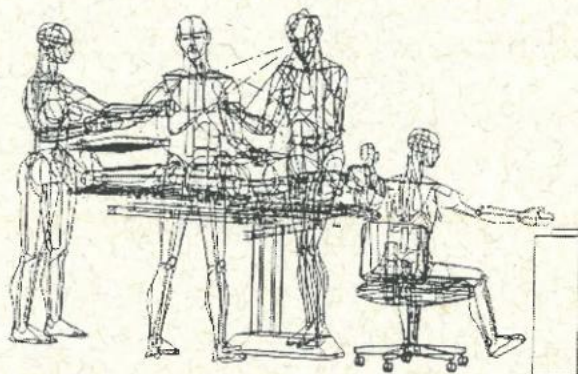
mento adjacente. A partir de Das e Sengupta (1992), Hoekstra (1993) e Porter *et al.* (1993), listamos alguns CAAA (*Computer Aided Anthropometric Assessment*).

ADAPS	Delf University of Technology, Holanda Ruiter (1989, 1990)	1970 1982	PDP-11 Computer now PC MSDOS	3D 2D
ANTHORPOS	Alemanha Lippmann (1991)	1985	PC	3D
ANYBODY	IST GmbH, Alemanha		usado em conjunto com CADKEY, IBM AT	3D
BOEMAN	Boeing Corporation, Washington	1969	não era um sistema interativo	3D
BUFORD	Rockwell International, California Dooley (1982)		Computervision	
COMBIMAN COMputerized Blomechanical MAN Model	Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory, de acordo com os padrões militares (MIL- STD-850) Evans (1982) McDaniel (1990)	1978	IBM	3D
CREW CHIEF	Armstrong Aerospace Medical Research Laboratory e Human Resource Laboratory McDaniel (1990)	1988	Computervision	3D
CYBERMAN CYBERnetic Man Model	Chrysler Corporation, USA Dooley (1982)	1974	CDC	3D
ErgoSHAPE	Launis & Lehtela (1990)		Auto CAD System Microcomputers	2D
ErgoSPACE	Launis & Lehtela (1990)			3D
FRANKY	GIT (Society of Engineering Technology), Essen, Alemanha Elias & Lux (1986)		pacote CAD ROMULUS	3D
JACK	Badler (1991)		SASS (Spreadsheet Anthropometric Scaling System)	
MANNEQUIN	USA Stewart (1992)	1992	CAD PC	
MINTAC Man Machine INTerAction	Kuopio Regional Institute of Occupational Health and the University of Oulu	1984 1985	Computervision CAD/CAM System Designed to be compatible with OWAS Working Posture Analysis System SUN	3D

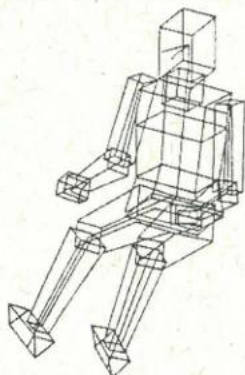
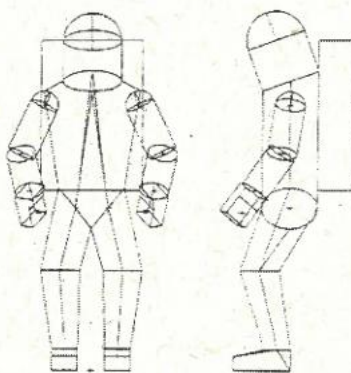
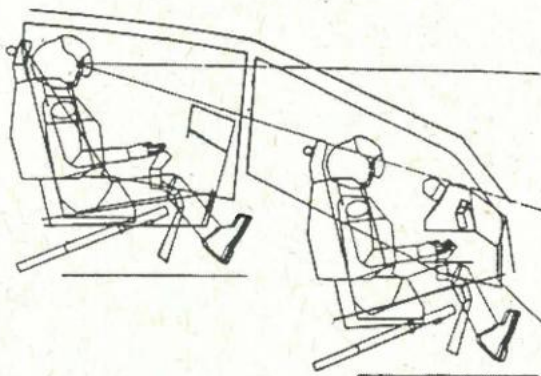
PLAID Panel Layout Automated Interactive Design	Woolford et al. (1989)		CAD	3D
SAMMIE System for Aiding Man-Machine Interaction Evaluation	Nottingham University, depois Loughbriugh University Porter et al. (19930)	1970	SUN, APOLLO, Silicon Graphics	3D
TAPADS Twente Anthropometric Design Assessment Program System	University of Twente, Netherlands baseia-se no APADS de Delf University of Technology. Westerink et al. (1990)		VAX Computers	3D
WERNER	Intitute of Occupational Helth at the University of Dortmund Klote (1990)		Astari ST pc Auto CAD	3D

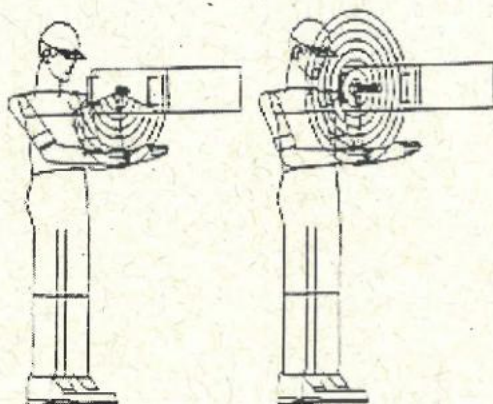


ADAPS



ANYBODY

*BOEMAN**BUFORD**COMBIMAN*

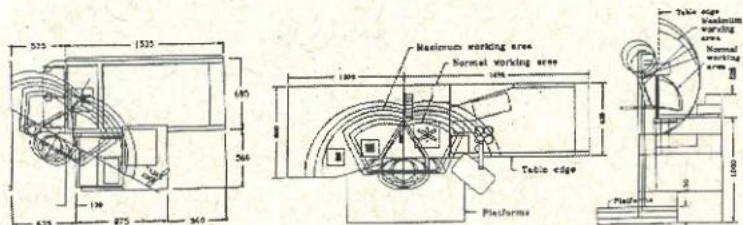


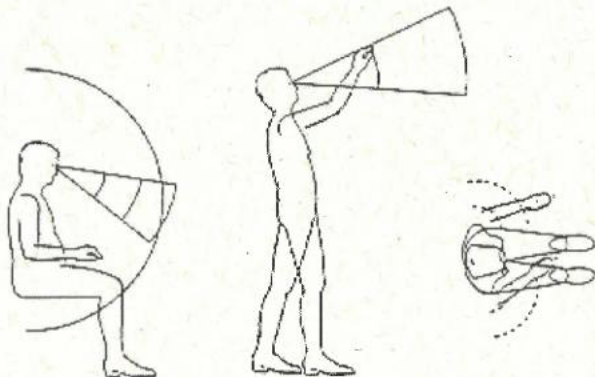
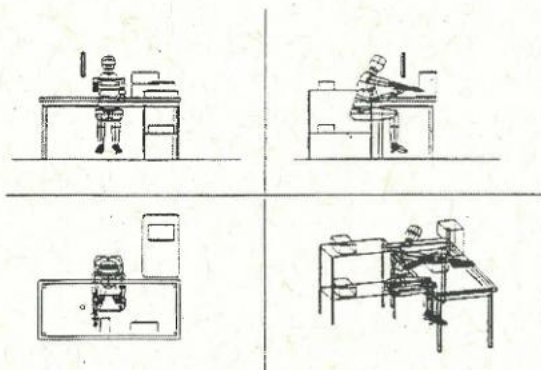
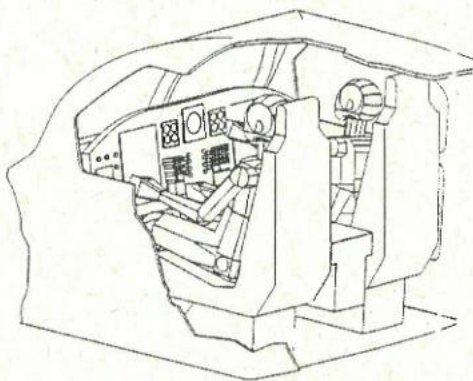
CREW CHIEF

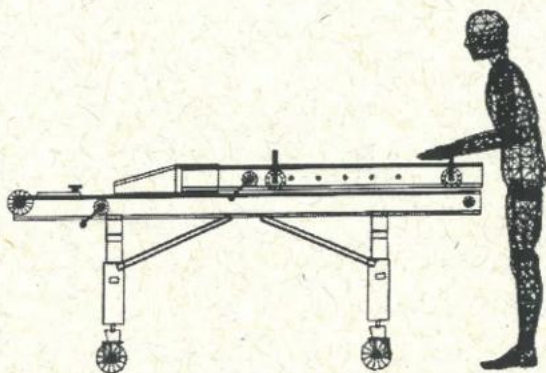


CYBERMAN

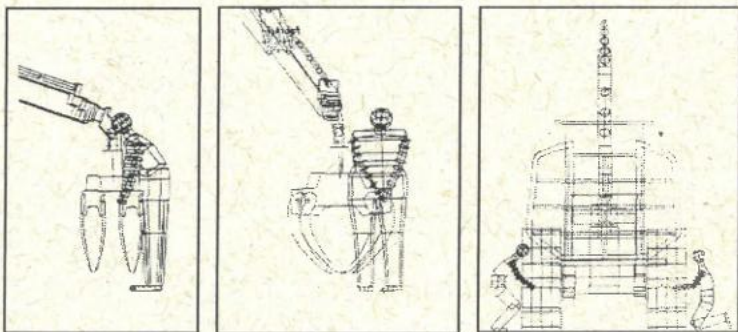
DAS e
SENGUPTA



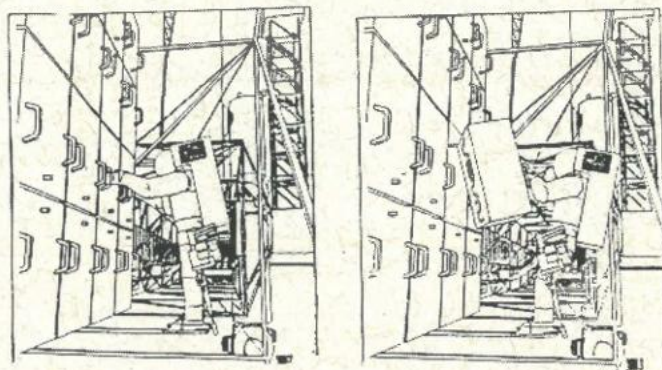
*ErgoSHAPE**ErgoSPACE**FRANKY*



MANNEQUIN

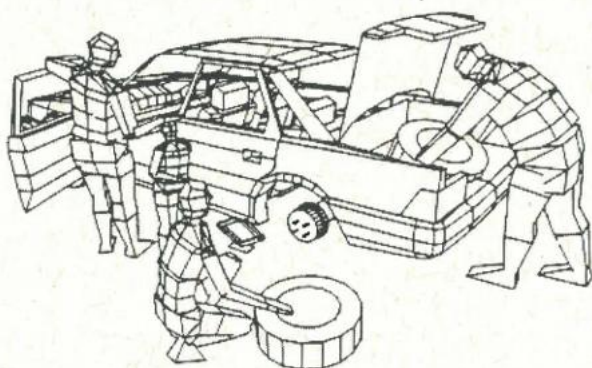


MINTAC

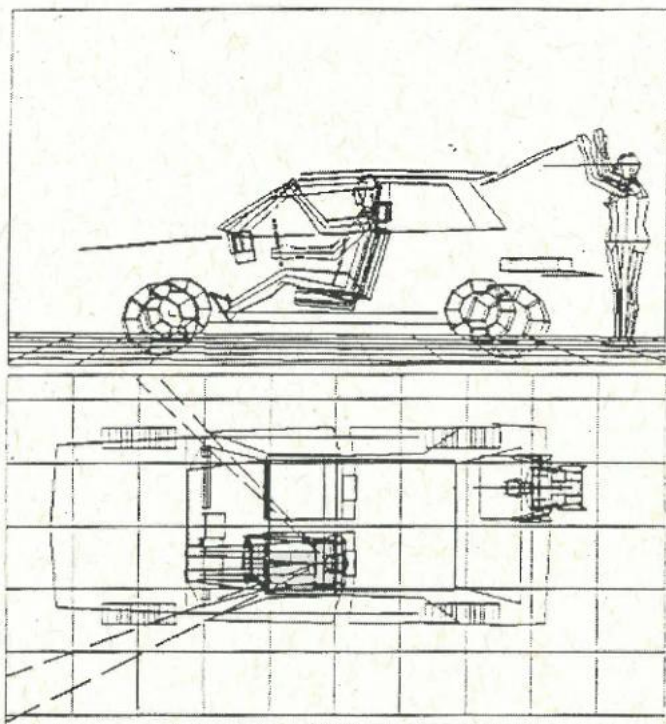


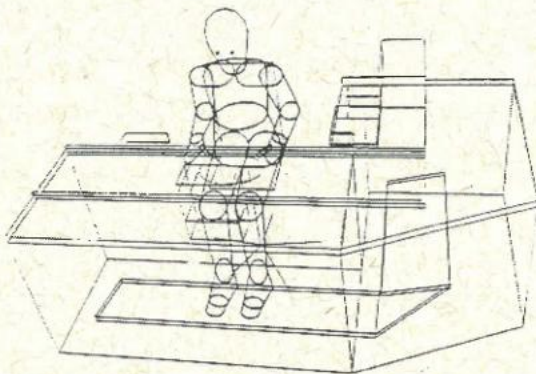
PLAID

SAMMIE



TADAPS





WERNER

REFERÊNCIAS DAS, B.; SENGUPTA, A. K. (1992) The assessment of conventional and computeraided industrial workstation design methodologies. In: KUMAR, S. (Ed.) *Advances in industrial ergonomics and safety IV*. London: Taylor & Francis.

HOEKSTRA, P. N. (1993) "Seeing what you are doing" with computer aided anthropometric assessment. In: MARRAS, William S. *et al. The ergonomics of manual work*. London: Taylor & Francis, pp. 613-616.

MORAES, A. de. (1983) *Aplicação de dados antropométricos: dimensionamento da interface homem-máquina*. COPPE/UFRJ, Tese de M. Sc., Engenharia de Produção, 525 p.

PORTER, J. M. *et al.* (1993) Computer-aided ergonomics design of automobiles. In: PEACOCK, Brian; KARWOWSKI, Waldemar. *Automotive ergonomics*. London: Taylor & Francis, pp. 43-77.

BIBLIOGRAFIA RECOMENDADA BADLER, N. I. (1990) *Human factors simulation research at the University of Pennsylvania*. Computer Graphics Research Quarterly Progress Report No. 38, Department of Computer and Information Science, University of Pennsylvania, Fourth Quarter.

CHAPANIS, A. (1972) *A engenharia e o relacionamento homem-máquina*. São Paulo: Atlas, 153 p.

CHURCHILL, E.; CHURCHILL, T.; KIKTA, P. (1978) *Intercorrelations of anthropometric measurements: a source book for USA data*. Aerospace Medical Research Laboratory; Aerospace Medical Division (AFSC); Wright Patterson, AFB, Webb Associates. Ohio.

DAMON, A.; STOUT, H. W.; MCFARLAND, R. A. (1966) *The Human Body in Equipment Design*. Cambridge: Harvard University Press, 355 p.

DANIELS, G. S. (1952) "The average man?" Ohio: Wright Air Development Center (USAF).

DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981) *Human scale 4/5/6*. Massachusetts: The MIT Press.

DIFFRIENT, N.; TILLEY, A. R.; HARMAN, D. (1981) *Human scale 7/8/9*. Massachusetts: The MIT Press.

DREYFUSS, H. (1967) *The measure of man: human factors in design*. New York: Whitney Library of Design.

HERTZBERG, H. T. E. (1968) The conference on standardization of anthropometric techniques and terminology *American J. Phys. Anthropol.* 28:1, pp. 1-16, N. S.

INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA (1988). *Pesquisa antropométrica e biomecânica dos operários da indústria de transformação* - RJ. Rio de Janeiro: INT. 2 vol.

LIPPMANN, R. O. In: CAD Program, 6/86.A, pp. 26 - 29, Germana.

McDANIEL, J. (1990) Models for ergonomic analysis and design: COMBIMAN and CREW CHIEF. In: KARWOWSKI, W. et al. (Ed.) *Computer-aided ergonomics; a research guide*. London: Taylor & Francis, pp. 138-156.

MORAES, A. de. (1992a). Dimensionamento dinâmico de estações de trabalho, a partir das exigências da tarefa, segundo o campo de visão e a área acional; perfil sagital, cranial e coronal. Antropometria, de novo!? Contra a falácia do homem médio brasileiro! In: MORAES, A.; VELLOSO, F. J. L.; SETTI, M. E. C. *Ergonomia: condições de trabalho e qualidade de vida: sistemas, produtos e programas*. Rio de Janeiro: Universta/ UERJ, pp. III.73 - III-80.

MORAES, A. de. (1992b) *Diagnostico ergonômico do processo comunicacional do sistema homem-máquina de transcrição de dados: posto de trabalho do digitador em terminais informatizados de entrada de dados*. Rio de Janeiro: ECO/ UFRJ. Tese de Doutorado.

MORAES, A. de. (1985) Aplicação de dados antropométricos no dimensionamento da interface homem-máquina: manequins antropométricos bidimensionais. SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. 2. *Anais...* Rio de Janeiro: Fundação Getúlio Vargas, pp. 150-163.

MORAES, A. de. (1989) Dimensionamento da interface homem-máquina: compatibilização dos usuários extremos; comparação da aplicação de dados antropométricos brasileiros e americanos. In: SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. 4. *Anais...* Rio de Janeiro: ABERGO/FGV (Associação Brasileira de Ergonomia/Fundação Getúlio Vargas), pp 336-346.

PANERO, J.; ZELNIK, M. (1983) *Las dimensiones humanas en los espacios interiores*. Estándares antropométricos. Barcelona: Gustavo Gili, 320 p.

PHEASANT, S. (1986) *Bodyspace*. London: Taylor & Francis, 275 p.

REBIFFÉ, R. (1976) Le siege du conducteur: son adaptation aux exigences fonctionnelles et anthropométriques. In: GRANDJEAN, E. (Ed.) *Sitting posture*. London: Taylor & Francis, 253 p.

ROBERTS, D. F. (1975) Population differences in dimensions, their genetic basis and their relevance to practical problems of design. In: CHAPANIS, Alphonse. (Ed.) *Ethnic variables in human factors engineering*. London: Johns Hopkins, 290 p.

ROEBUCK Jr., J. A.; KROEMER, K. H. E.; THOMSON, W. G. (1975) *Engineering anthropometry methods*. New York: John Wiley, 459 p.

RUITER, I. A. (1990) Development of man-models for the dutch senior citizen. In: LOVESEY, E. J. (Ed.) THE ERGONOMICS SOCIETY 1990 ANNUAL CONFERENCE. *Proceedings...* London: Taylor & Francis, pp. 223-227.

STEWART, J. R. Ergonomic analysis with mannequin. In: *Human Factors Society Bulletin*, 35 - 2, pp. 9-10.

VANCOTT, H. P.; KINKADE, R. G. (1972) *Human engineering guide to equipment design*. Wasington D.C.: US Government Printing Office.

WOOLFORD, B.; ORR, L. S.; MOUNT, F. E. *PLAID as a maintainability tool*. AIAA/ NASA Symposium on the Maintainability of Aerospace Systems.

1 3

Antropometria no Reprojetado de uma Linha de Montagem

Lia Buarque de Macedo Guimarães & Daniela Fischer

A proposta deste trabalho foi o reprojetado do sistema de produção, segundo a macroergonomia, conforme descrito no *Capítulo 2.1*, "Intervenção Macroergonômica: um caso prático", do volume 2 do livro *Ergonomia de Processo*. O sistema de produção vigente na empresa do setor eletro-eletrônico era uma linha de montagem composta por 10 postos de trabalho. Caracterizava-se pela extrema parcialização das atividades e, por consequência, reduzidos tempos de ciclo em cada posto.

Concepção do novo modelo de produção

O partido de projeto foi propor um novo modelo de produção, incorporando aspectos microergonômicos e macroergonômicos. Para tal, foram priorizados:

- o alargamento e enriquecimento das atividades;
- alternância de postura (sentado/em pé);
- alternância de músculos para a execução das tarefas;
- posturas e movimentos adequados para o desenvolvimento das atividades;
- alocação dos componentes nos postos de acordo com a seqüência das operações de montagem, segundo o sentido horário;
- eliminação do carregamento de peso, sempre que possível;
- maximização das condições de conforto ambiental (climatização e minimização do nível de ruído);
- satisfação e bem-estar dos funcionários, e
- funcionalidade e estética.

Em virtude da ampliação da tarefa a cargo de cada operador, os postos de trabalho foram revistos. O resultado foi a transformação dos 10 postos da linha de montagem tradicional em célula de produção, onde os funcionários são responsáveis por um número maior de atividades, realizadas em ciclos de trabalho maiores, ao longo de 3 postos. Os funcionários passaram a ser multifuncionais, ocupando, ao longo da

jornada diária de produção, os três postos da célula. Para o dimensionamento do novo modelo de produção, considerou-se, além da experiência dos funcionários de distintos setores da empresa, os seguintes dados e informações:

- seqüenciamento das operações de montagem;
- tempos de execução das operações;
- dimensões antropométricas;
- tamanho dos componentes e respectivas caixas acondicionadoras;
- levantamento das necessidades de componentes em cada posto de trabalho;
- forma de realimentação dos materiais, e
- dispositivos de apoio à montagem e ferramentas necessárias para a execução das operações.

Dimensionamento dos postos de trabalho do novo modelo de produção

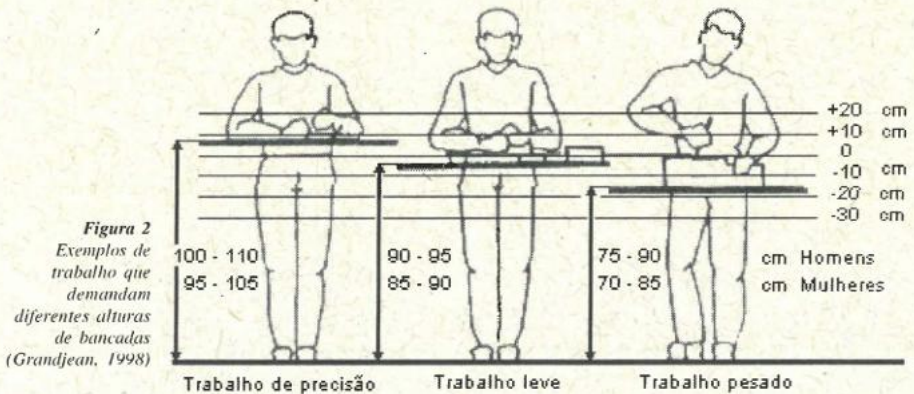
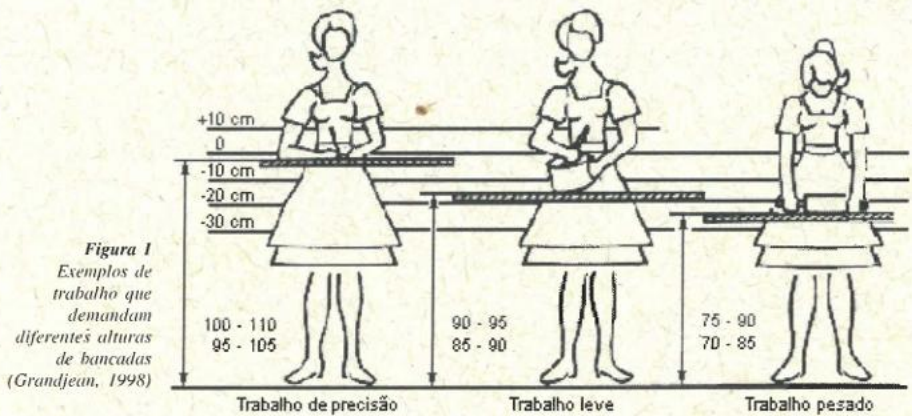
Os postos de trabalho foram projetados para atender 90% da população, tendo sido utilizadas dimensões antropométricas dos percentis extremos (geralmente 5 mulher - P5M - e 95 homem - P95H) correspondentes à faixa etária de 18 a 79 anos (Panero e Zelnik, 1993). No entanto, deve ficar claro que o projeto de qualquer produto não depende apenas de dados antropométricos, mas, também, de parâmetros fisiológicos e biomecânicos, conforme relatado a seguir.

Altura da bancada

A altura de uma superfície de trabalho depende da tarefa desempenhada. Tarefas de precisão, tal como relojoaria, que demandam muita precisão e pouca força, exigem uma superfície mais alta; atividades de média precisão, tal como escrita, leitura etc., uma superfície um pouco mais baixa; trabalhos de baixa precisão e que demandam força, tal como ferraria, uma superfície bem mais baixa para permitir que o sujeito tenha o tronco e membros superiores com bastante espaço livre para imprimir força. As Figuras 1 e 2 exemplificam estes dimensionamentos.

Sempre que possível, as tarefas que exigem acompanhamento visual contínuo (leitura, inspeção de qualidade etc.) devem ser executadas em superfície inclinada, cuja finalidade é aproximar o trabalho dos olhos. Do contrário, a pessoa precisa inclinar a cabeça e o tronco para frente. No caso de leitura, a inclinação recomendada é de 45° e, para escrever, a inclinação deve ser 15°. Inclinações maiores são inconvenientes porque não permitem apoio dos braços e os objetos escorregam. As pernas devem ser acomodadas dentro de um espaço sob a superfície de trabalho para permitir uma postura sem inclinação do corpo para frente. A largura deste espaço deve ser 60cm, no mínimo, e a profundidade, 40cm na parte superior e 100cm na parte inferior, junto aos pés (para possibilitar esticar as pernas para frente e mudanças de postura).

No sistema de produção antigo da empresa, o trabalho era realizado preferencialmente sentado. No novo modelo de produção, em contraposição, o trabalho poderá ser realizado tanto na postura de pé quanto na sentada, o que favorece a mudança de postura. Do ponto de vista ortopédico e fisiológico, é altamente recomendável um local de trabalho que alterne o trabalho sentado com uma postura de pé (Grandjean, 1998).



Segundo Grandjean (1998), a postura sentada prolongada é realmente muito menos comprometida com uma posição estática que a postura em pé. Entretanto, na posição sentada surgem complicações de fadiga que, pela alternância com o trabalho em pé, tornam-se menos críticas porque os músculos envolvidos para manutenção da postura sentada não são os mesmos para a de pé. Desta forma, a alternância de postura vai significar alívio de determinados grupos de músculos em detrimento da carga de outros grupos musculares anteriormente envolvidos. O Capi-

tulo 1 deste volume apresenta, na *Tabela 4*, um guia da Eastman Kodak (Ergonomic..., 1983) para orientação da melhor postura de trabalho para cada tipo de tarefa.

Se o trabalho a ser realizado na célula fosse de altíssima precisão, não se poderia aceitar variações muito grandes de altura da bancada com relação à altura de cotovelo na postura de pé, dos diferentes percentis. Ou seja, é importante garantir que todas as pessoas trabalhem com altura de bancada próxima à altura do cotovelo em pé, para facilitar a precisão do trabalho manual. Neste caso, para o ajuste para os extremos, a regulação seria necessária na bancada, ou então, em um tablado sobre o chão para nivelar as pernas menores. No entanto, sabe-se que ajustes são necessários até certo ponto e que encarecem e comprometem a durabilidade do produto, principalmente devido às partes móveis (veja *Capítulos 1 e 1.1* deste volume). Além disso, os usuários geralmente não gostam de ajustar seu mobiliário.

O trabalho, na empresa em questão, é de média precisão, exigindo, algumas vezes, exercício de força manual. Neste caso é possível projetar uma bancada com altura fixa, atendendo aos percentis extremos. Para a determinação de uma altura para superfície de trabalho, adequada ao desenvolvimento do trabalho tanto de pé como sentado, que não gerasse posturas e movimentos do corpo comprometedores (curvaturas, flexões, extensões etc.), fez-se uso de indicações projetuais de Grandjean (1998) e dimensões antropométricas (Pancro e Zelnik, 1993), apresentadas, respectivamente nas *Tabelas 1 e 2*. Grandjean (1998) propõe uma altura de bancada entre 85 e 95cm para atender homens e mulheres (veja *Capítulo 1* deste volume). O projeto do protótipo foi feito com altura de 93cm, dimensão a ser confirmada no decorrer dos testes do protótipo. A altura de 93cm é quase o limite de altura proposto por Grandjean, e talvez fosse necessário a redução da altura para atender aos padrões brasileiros. Portanto, se comprovada a altura excessiva, seria fácil reduzi-la durante os testes. Após testes do protótipo, ficou comprovado que a altura de 93cm satisfazia ao trabalho tanto na postura de pé como sentada dos percentis extremos (P5M e P95H).

Tabela 1 Alturas de superfície de trabalho para trabalhos manuais realizados na postura de pé (Grandjean, 1998)

Tipo de trabalho	Faixa de variação	
	Homens (cm)	Mulheres (cm)
Trabalho de precisão	100 - 110	95 - 105
Trabalho leve	90 - 95	85 - 90
Trabalho pesado	75 - 90	70 - 85

Tabela 2
Dimensões antropométricas consideradas no projeto (Panero e Zelnik, 1993)

Dimensão antropométrica	P 95 H (cm)	P 5 M (cm)
Altura de cotovelo em pé (p. 98)	120.1	98
Altura de cotovelo sentado (p. 91)	29.5	18

Apoio para os pés

O apoio para os pés é fundamental para permitir a alternância de posição das pernas na postura sentada. Principalmente quando as mesas são altas, o apoio de pés requer ainda mais atenção porque não há como apoiar os pés diretamente no solo. Neste caso, visando atender 90% da população, foi preciso conferir a este apoio regulagens horizontais e verticais. Os dados utilizados para a determinação do apoio de pé regulável estão apresentados na *Tabela 3*.

Tabela 3
Dimensões antropométricas consideradas no projeto (Panero e Zelnik, 1993)

Dimensões antropométricas	P 95 H (cm)	P 5 M (cm)
Altura de cotovelo sentado (p.91)	29.5	18
Altura popliteal (p.94)	49	35.6
Comprimento nádegas até joelho* (p.96)	64	51.8

* Não estando disponível na literatura a dimensão do comprimento entre nádegas e cavidade do pé, utilizou-se o comprimento entre nádegas até joelho.

Além dos dados antropométricos citados, foram considerados os valores extremos da regulagem vertical da cadeira vigente (61 cm a 71 cm) para a determinação das regulagens verticais do apoio de pé. Ressalta-se, no entanto, que mediante cálculos chegou-se a uma regulagem vertical de cadeira ideal entre 63.5cm e 75cm.

Alocação de componentes, ferramentas e dispositivos de apoio nos postos

Em virtude da eliminação de sete postos de trabalho, houve uma redução do espaço disponível para disposição dos componentes a serem utilizados para montagem do medidor. Com isso, a disposição de material necessitou ser reavaliada. O número de componentes dispostos na linha de 10 postos necessitava ser alocado no sistema de montagem composto por apenas três postos. Diante da grande quantidade de componentes a serem manipulados, o número de contenedores a serem dispostos certamente iria exceder o espaço de prensão disponível.

O espaço de prensão horizontal é determinado segundo duas áreas (*Figura 3 e Tabela 4*). O primeiro espaço de prensão corresponde à distância do cotovelo-mão, distância mais próxima (área proximal), e o segundo corresponde à distância ombro-mão, que compreende a uma segunda linha mais distante (área distal). A determinação dos valores de prensão horizontal deve considerar o percentil 5, já que, se o menor alcançar, o maior obviamente alcançará.

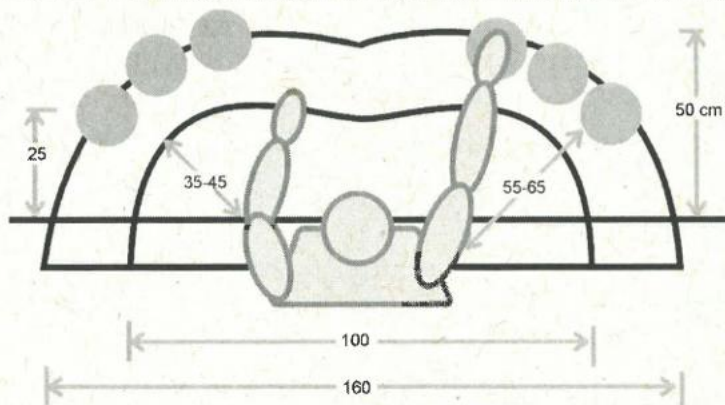


Figura 3
Distâncias de
preensão
horizontal na
altura da
superfície de
trabalho
(Grandjean, 1998)

Tabela 4
Distâncias de
preensão
horizontal na
altura da
superfície de
trabalho
(Grandjean, 1998)

Distâncias	P 95 H (cm)	P 5 M (cm)
Proximal (cotovelo-mão)	45	35
Distal (ombro-mão)	65	55

Para o dimensionamento da superfície de trabalho, também foram consideradas as dimensões antropométricas encontradas em Panero e Zelnik (1993) descritas na *Tabela 5*.

Tabela 5
Dimensões
antropométricas
(Panero e Zelnik,
1993)

Dimensões antropométricas	P 95 H (cm)	P 5 H (cm)
Altura de ombro de pé (p. B-102)	155.7	122.9
Altura de ombro sentado (p. N-102)	69.6	54.2
Alcance do braço expandido na frente (p. D-100)	88.9	67.6
Alcance do braço estendido na lateral (p. E-100)	86.4	68.6

Para melhorar os dispositivos de apoio existentes e para o dimensionamento de suportes e vazados que acondicionam os componentes, foram utilizadas as dimensões encontradas em Panero e Zelnik (1993) apresentadas na *Tabela 6*.

Tabela 6
Dimensões
antropométricas
(Panero e Zelnik,
1993)

Dimensões antropométricas	P 95 H (cm)	P 5 H (cm)
Altura de ombro de pé (p. B-102)	155.7	122.9
Altura de ombro sentado (p. N-102)	69.6	54.2
Altura dos olhos de pé (p. C-98)	174.2	143
Altura dos olhos sentado (p. G-98)	86.1	71.4
Largura dos dedos, excluindo o polegar (p. K-112)	9.6	8.2
Comprimento da mão (p. I-112)	20.5	17.8

Além da preocupação em alocar os componentes de montagem dentro da área de prensão dos trabalhadores, foi estudada a forma de alimentação dos componentes. Priorizou-se a realimentação dos materiais por trás dos postos integrados ou pela lateral, de modo que esta atividade não interrompa, interfira e/ou atrapalhe as operações de montagem do operador.

Área útil para trabalho

Foi priorizada a sua localização dentro da área proximal. Suas dimensões foram definidas em função das dimensões do maior medidor a ser montado (medidor T8L) com largura máxima de 17cm e profundidade igual a 20,5cm, mais folga. Esta última foi limitada pelos componentes e dispositivos de apoio alocados sobre a superfície da mesa.

Largura e profundidade da bancada

A largura e a profundidade das bancadas de cada posto foram determinadas em função da área útil para trabalho, quantidade de componentes a serem manuseados em cada posto, ferramentas e dispositivos para teste e de apoio, em respeito às áreas proximal e distal.

Espessura da bancada

A espessura da superfície de trabalho deve ser a menor possível (em torno de 3cm) para que haja espaço suficiente entre a parte inferior da superfície de trabalho e a parte superior das pernas. Nos postos em questão, a espessura da superfície de trabalho ficou com 2cm.

Área de estoque em processo

Esta área foi determinada em função das dimensões do maior medidor (T8L). A área de estoque em processo foi também utilizada para contemplar a dimensão oculta no trabalho. Segundo Hall (1977), existem distâncias ocultas que variam em função de cada povo e que devem ser consideradas. Estas distâncias encontram-se divididas em quatro grupos: distância íntima, distância pessoal, distância social e distância pública (veja *Capítulo 1* deste volume). Para o caso de áreas de trabalho, a dimensão a ser considerada é a distância social, onde seus valores variam de 120cm a 210cm (fase próxima) e 210cm a 350cm (fase afastada). A fase próxima é considerada para pessoas que trabalham juntas informalmente e a fase afastada é para a distância para relações mais formais. No caso do novo modelo de produção, contemplou-se a distância social, de modo que o operador encontra-se na fase próxima com o colega imediato de bancada e, com os demais, na fase afastada.

Descrição dos novos postos de trabalho

As dimensões dos postos ficaram como apresentado nas *Tabelas 7a e b, 8a e b, 9 e 10*.

Tabela 7a
Dimensões do
posto Integrado 1

Mesa	Dimensões (cm)
Largura	105
Altura	93
Profundidade	37
Área útil para trabalho	86 x 28
Espessura	2

Tabela 7b Área de
estoque em
processo entre os
postos 1 e 2 da
célula de
montagem de
medidores
elétricos

Área de estoque em processo entre os postos 1 e 2	Dimensões (cm)
Largura	69
Altura	93
Profundidade	38.5
Área útil	69 x 32.5
Quantidade de roletes	17 roletes ϕ 3.5

As dimensões para os três postos de trabalho são praticamente iguais, com exceção da largura e profundidade da mesa, fato que se deve à necessidade de alocação de componentes e dispositivos de apoio à montagem, em cada posto. O fato da largura do 1º posto ser ligeiramente maior decorre da necessidade de um suporte para a montagem das bobinas na armação interna do medidor.

Tabela 8a
Dimensões do
posto Integrado 2
da célula de
montagem de
medidores
elétricos

Mesa	Dimensões (cm)
Largura	100
Altura	93
Profundidade	60
Área útil para trabalho	100 x 30
Espessura	2

Tabela 8b Área de
estoque em
processo entre os
postos 2 e 3 da
célula de
montagem de
medidores
elétricos

Área de estoque em processo entre os postos 2 e 3	Dimensões (cm)
Largura	100
Altura	93
Profundidade	38.5
Área útil	98 x 32.5
Quantidade de roletes	21 roletes ϕ 3.5

Tabela 9
Dimensões do
posto Integrado 3
da célula de
montagem de
medidores
elétricos

Mesa	Dimensões (cm)
Largura	100
Altura	93
Profundidade	60
Área útil para trabalho	68 x 29
Espessura	2

Tabela 10
Dimensões do
apoio para os pés,
comum para os 3
postos integrados
da célula de
montagem de
medidores
elétricos

Apoio para os pés	Dimensões (cm)
Largura	87
Profundidade	50
Inclinação	regulável
Altura do solo até o eixo	20
Regulagens verticais	$h_1=20, h_2=30$
Regulagens horizontais	$h_1=36, h_2=40, h_3=44,$ $h_4=48, h_5=52$

Assentos

Quanto ao tipo de assento a ser utilizado, foram testadas duas alternativas: uso de banco em pé/sentado e cadeira alta convencional, tendo-se confirmado que a cadeira era a melhor solução já que permite sentar com mais conforto, enquanto o banco apenas dá apoio, o que não atende nem à postura sentada nem à de pé. Concluiu-se que no caso de alternância de posturas, geralmente a cadeira é a melhor solução já que a pessoa pode realmente sentar quando necessita.

Confecção do protótipo de mobiliário

Concluído o processo de concepção, sugeriu-se que, num primeiro momento, fossem construídos *mockups* para cada um dos três postos. Este recurso apresenta menor investimento, haja visto que podem ser feitos de materiais simples e de baixo custo, como o papelão. A empresa, mesmo de posse desta informação, optou pela construção de protótipos feitos de chapas metálicas. Alegou que este material conferiria uma conformação melhor dos futuros postos, bem como seria mais resistente para o período de teste e avaliações.

De posse desta informação, foi combinado com a empresa de, num primeiro momento, somente construir o protótipo do posto integrado 1 e, após sua primeira avaliação, partir para a construção dos protótipos dos postos integrados 2 e 3. Este procedimento tinha por objetivo agrupar os aspectos positivos do posto 1 e incorporá-los nos demais postos. De maneira similar, evitar que os aspectos em não conformidade do posto 1 fossem repetidos nos postos 2 e 3.

Processo de validação do protótipo dos postos integrados

De maneira a registrar todos os passos durante o processo de criação, melhorias, avaliações e validação do protótipo da célula de montagem polifásica, elaborou-se uma caderneta de campo e uma tabela com o registro das alterações dimensionais.

O processo de validação do protótipo da célula de montagem polifásica foi procedido segundo a ergonomia participativa. Para tal, num primeiro momento, buscou-se criar na empresa um grupo de ergonomia (COERGO) composto por responsáveis dos setores de engenharia de processo, produto e produção, médico do trabalho, técnico de engenharia de segurança e funcionários do chão de fábrica, especificamente funcionários da linha de montagem polifásica.

O objetivo da criação deste grupo de ergonomia era o de manter, na empresa, uma equipe multidisciplinar (cada qual com conhecimentos e experiências distintas) para participar do processo de criação, melhorias, avaliação e validação do protótipo da célula polifásica. Também, o de poder contar com uma equipe, dentro da empresa, engajada em melhorias de ergonomia, nos demais setores da empresa.

No entanto, com o decorrer do início do processo de avaliações constatou-se que esta equipe só estava no papel. Na prática, participaram do processo de avaliação do protótipo da célula polifásica, a engenharia de processo e produção, funcionários do chão de fábrica e a equipe do PPGE/UFRRGS. Eventualmente, integrantes do setor da engenharia de produto, médico do trabalho e técnico em engenharia de segurança.

Tendo em vista o que fora estabelecido durante o dimensionamento dos postos, buscou-se, durante as avaliações do protótipo, ter sempre em mente os aspectos microergonômicos e macroergonômicos envolvidos em cada posto. Entre eles: distâncias de preensão horizontal, proximal e distal, na altura da superfície de trabalho; dimensões dos postos em respeito às dimensões antropométricas; disposição dos materiais no posto, no sentido horário, de acordo com o seqüenciamento das tarefas; alternância de postura (sentado/em pé); alternância de músculos para a execução das tarefas; posturas e movimentos adequados durante a realização das atividades; eliminação do carregamento de peso, sempre que possível; minimização do nível de ruído, sempre que possível; realimentação dos materiais por trás dos postos ou pela lateral; melhorias nos dispositivos/ferramentas de apoio à montagem; satisfação e bem-estar dos funcionários em relação ao posto de trabalho, estética e à organização do trabalho.

**Melhoria
contínua**

Após a implantação do novo modelo de produção, não está configurado o encerramento de melhorias no sistema de montagem polifásico. Inúmeras intervenções deverão ser implementadas. Além do modelo descrito acima, está previsto o desenvolvimento e implantação de um sistema de limpeza que elimine a manipulação do medidor por parte do trabalhador, bem como a implantação de um sistema de câmeras para melhor adequação postural do trabalhador no processo de centragem do rotor.

REFERÊNCIAS

ERGONOMIC design for people at work. (1983) New York: Van Nostrand Reinhold Company, v.1, 406 p.

GRANDJEAN, E. (1998) *Manual de Ergonomia – Adaptando o trabalho ao homem.* Porto Alegre: Bookman, 338 p.

HALL, E. T. (1977) *A Dimensão Oculta.* Rio de Janeiro: Francisco Alves.

PANERO, J.; ZELNIK, M. (1993) *Las Dimensiones Humanas en los Espacios Interiores.* Estándares antropométricos. C. V. Mexico: Ediciones G. Gill, S. A, 320p.

2 Fisiologia

Lia Buarque de Macedo Guimarães

Em uma situação de trabalho é necessário verificar se a tarefa executada está sendo realizada pelo indivíduo dentro de sua capacidade física e mental, de modo que não se instale a fadiga a qual trará prejuízos à sua saúde e encurtará sua expectativa de vida.

Até recentemente, o método do consumo energético era utilizado para mensuração do esforço físico, mas, hoje em dia, ficou evidente que apenas esta mensuração não é suficiente pois a sobrecarga de trabalho físico não depende só do número de calorias consumidas mas, também, do número de músculos envolvidos na tarefa, sua duração e as circunstâncias sob as quais ela está sendo efetuada.

É importante frisar que o organismo funciona de modo integrado e que existem relações estreitas em todo sistema corporal, principalmente entre a circulação e a respiração. O trabalho físico, por causar perturbações no meio interno, demanda ajustes e adaptações que afetam todos os órgãos e tecidos do corpo. São adaptações circulatórias, respiratórias e variações físico-químicas e hormonais que estabelecem uma nova situação de equilíbrio para que o organismo passe a funcionar satisfatoriamente, embora em nível diferente do de repouso. Existe um limite máximo além do qual o organismo não é mais capaz de se adaptar sendo que não se pode apontar uma função isolada como limitante da adaptação do trabalho. Ela varia de indivíduo para indivíduo e, numa mesma pessoa, de acordo com as circunstâncias. Algumas das principais adaptações são:

- respiração mais profunda e mais rápida;
- aumento dos batimentos cardíacos, acompanhado por um aumento da capacidade cardíaca;

- adaptações vasomotoras, com dilatação das veias dos órgãos envolvidos (músculos e coração), enquanto as outras veias dos outros órgãos se contraem. Isto ocorre porque o sangue flui dos órgãos não diretamente envolvidos para aqueles que necessitam mais oxigênio e nutrientes;
- aumento da pressão sangüínea, aumentando o gradiente de pressão das artérias principais para as veias dilatadas dos órgãos em trabalho e, assim, aumentando a velocidade da circulação;
- aumento das necessidades de glicídios, devido à transformação do glicogênio do fígado para o sangue;
- aumento da temperatura corporal e do metabolismo. O aumento da temperatura aumenta a velocidade das reações metabólicas e assegura que maior quantidade de energia química seja convertida em energia mecânica.

Com a continuidade do trabalho, efeitos metabólicos secundários aparecem, particularmente na composição dos líquidos do corpo. Há um acúmulo dos produtos resultantes das transformações metabólicas, principalmente ácido láctico, e os rins têm mais dejetos a excretar. A atividade muscular gera mais calor no interior do corpo e, para restaurar o balanço energético, mais calor deve ser perdido através da pele, aumentando-se o fluxo sangüíneo e o suor. Dentro de certos limites, algumas das mudanças - ventilação, batimento cardíaco e temperatura corporal - mostram uma relação linear com o consumo energético ou desempenho no trabalho. Se estas mudanças puderem ser medidas durante o trabalho de uma pessoa, elas podem ser usadas para avaliação do esforço físico demandado.

Os *Capítulos 2.1, 2.2, 2.3* abordam, respectivamente, a fisiologia muscular e as adaptações respiratórias e circulatórias que ocorrem durante a realização do trabalho físico. O *Capítulo 3* é sobre biomecânica e o *Capítulo 4*, sobre a avaliação do trabalho físico, apresenta alguns casos práticos em que foram medidas estas variáveis que informam sobre o esforço no trabalho. O *Capítulo 4.1* trata dos métodos de avaliação de posturas.

21

Fisiologia Muscular

Lia Buarque de Macedo Guimarães

adaptado de GUYTON, A. C. (1973) e PASSMORE, R. e ROBSON, J. S. (1973)

Os tecidos musculares têm a capacidade de contração, que varia em velocidade, intensidade e amplitude. Alguns destes tecidos são controlados pelo sistema nervoso somático, outros pelo sistema nervoso autônomo ou por hormônios circulantes. Há os que se contraem somente quando estimulados por seu nervo motor, enquanto outros têm contrações ritmadas, passíveis de serem modificadas por fatores externos. Estas diferenças são basicamente devidas à forma, tamanho e especificidade funcional das próprias células musculares.

Os músculos são classificados em três tipos, que apresentam algumas características muito similares:

- são ativados pelo mesmo tipo de estímulo;
- produzem um potencial de ação logo após terem sido estimulados;
- possuem a propriedade de contrair-se;
- a força de contração depende de seu comprimento inicial,
- têm capacidade de manter o tonus muscular;
- sofrem atrofia sob circulação inadequada ou desuso;
- sofrem hipertrofia em resposta a um aumento de trabalho.

Em outros aspectos, estes três tipos de músculo são bastante diferenciados, conforme descrição a seguir:

- músculo estriado esquelético (somático), de contração voluntária: apresenta células estriadas transversalmente e muito longas, atingindo mais de 10cm e com diâmetro de 30.000 a 60.000nm. Cada uma destas células (fibras) tem milhares de núcleos, geralmente distribuídos superficialmente, e cada uma recebe, na sua região mediana, a terminação de uma fibra nervosa craniana ou espinhal. Neste local de combinação da

célula muscular e da célula nervosa, forma-se uma estrutura denominada junção mioneural ou placa motora, que recebe as informações do sistema nervoso central (SNC) e as transfere para os músculos.

- músculo estriado cardíaco, de contração involuntária: apresenta células mais curtas que as do músculo esquelético, não ultrapassando 100.000nm de comprimento. Tem forma irregular e cada célula fixa-se à vizinha formando uma espécie de malha. As estrias são semelhantes às do músculo esquelético, mas só há dois a oito núcleos situados no centro de cada célula. Cada grupo de células tem seu próprio ritmo intrínseco, mas uma vez dispostas em malha, o grupo de células de ritmo mais rápido comanda os demais. O grupo denominado nódulo sinoatrial é, assim, o marcapasso normal para todo o coração. Ele produz um impulso mais acelerado que os demais grupos celulares, coordenando todo o músculo cardíaco pela propagação dos sinais, através dos pontos de aderência entre as células (discos intercalares).
- músculo liso (não estriado), de contração involuntária. Apresenta células fusiformes e não estriadas, mais estreitas que as dos outros dois tipos. Geralmente tem cerca de 200.000nm de comprimento e menos de 10.000nm de diâmetro. São os músculos esplâncnicos (viscerais e dos vasos sanguíneos) controlados pelo sistema nervoso autônomo (simpático e parassimpático).

Para o estudo da ergonomia interessam mais diretamente os músculos esqueléticos que estão, em sua maioria, fixados aos ossos e articulações e são os responsáveis pela efetuação dos movimentos e manutenção das posturas.

MÚSCULO ESTRIADO ESQUELÉTICO

O corpo humano pode sustentar-se de pé e mover-se, porque compreende um sistema muscular muito bem distribuído que, em conjunto, representa aproximadamente 40% do peso total do corpo. Este sistema é constituído de aproximadamente 434 músculos, mas somente cerca de 75 pares intervêm na postura e movimentos corporais. Os demais são menores e participam em mecanismos como o controle da voz, expressão facial e deglutição.

Nenhum músculo age isoladamente mas, sim, é posto em ação com diversos outros em um conjunto integrado. Contraindo-se, um músculo exerce uma força sobre os ossos através de seus tendões conectores e é a organização músculos + ossos + articulações que forma os sistemas de alavancas que possibilitam os movimentos e o exercício de força.

**Estrutura
macroscópi-
ca do
músculo
estriado**

100 a 150 células ou fibras musculares unem-se por meio de um tecido conjuntivo denominado **perimísio**, formando um feixe denominado **fascículo**. Vários fascículos unem-se por meio de uma bainha de perimísio, formando uma unidade maior que, envolvida pelo **epimísio**, formam um músculo. A parte central de um músculo, onde predominam as células contráteis, é denominada ventre muscular. Nas extremidades do músculo, as células contráteis desaparecem, persistindo o revestimento de tecido conjuntivo (perimísio) que irá inserir os músculos nos ossos. Se o local de inserção óssea está distante do ventre do músculo, estes prolongamentos de bainha de tecido conjuntivo se fundem para formar um tendão. Estas fibras do tendão unem-se ou entrelaçam-se de maneira que a tensão, em qualquer parte do músculo, se distribua de forma mais ou menos igual a todos os pontos da inserção no osso. Em um adulto, a resistência dos tendões à tensão é de aproximadamente 250kg/cm². As fibras de alguns músculos não dão lugar à formação de tendões em suas inserções, mas continuam quase até o osso onde bainhas individuais de tecido contrátil inserem-se sobre uma área tão ampla quanto a secção transversa do ventre muscular. É o caso da musculatura da escápula, cuja superfície é lisa e as forças de tensão estão amplamente distribuídas.

Quando um músculo se contrai energeticamente, tende a mover os dois ossos nos quais está inserido. No entanto, para simplificar, considera-se como fixo o osso que se move menos. O ponto onde o músculo se une com o osso fixo denomina-se **origem** do músculo e o ponto onde o músculo se une com o osso móvel, **inserção** do músculo. Neste raciocínio, é na inserção que a força é aplicada e o braço de força da alavanca é a distância entre a inserção até a articulação que serve como eixo de movimento.

No entanto, considerando um mesmo conjunto de músculos, ocorre que às vezes o osso que serve como a alavanca em um movimento é estacionário em outro e vice-versa. Portanto, a origem, ou a inserção de um músculo, depende do movimento realizado. Os anatomistas, no entanto, consideram, como origem, o extremo mais próximo do centro do corpo e, a inserção, a extremidade mais distal.

A estrutura dos músculos, ou seja, a disposição de suas fibras, tem grande relação com a força e a amplitude de contração e movimento. Esta depende do comprimento médio das fibras e a força muscular é função do número de fibras que se contraem. Os dois tipos principais de estrutura muscular são o longitudinal ou fusiforme e o peniforme.

Os músculos com estrutura fusiforme (muito comuns nas extremidades) apresentam fibras paralelas, em linha reta com o tendão, que percorrem o músculo em toda sua extensão. Em geral, um músculo longo e fino (como no caso do sartório) é fraco mas com grande capacidade de encurtamento. Ao contrário, um músculo pequeno e largo (como o intercostal) possui grande força contrátil, mas só a executa numa distância proporcionalmente curta. As relações entre o comprimento e a seção de um músculo e a força que pode gerar serão analisadas posteriormente.

Os músculos do corpo humano, em sua maior parte (pelo menos 3/4), estão situados de tal maneira que possam exercer muita força, a qual um músculo fusiforme não poderia sustentar além do que estaria desperdiçando sua capacidade de extensão contrátil. Os músculos especiais para este trabalho são os músculos peniformes, assim chamados por sua semelhança com uma pena. No caso, o tendão é o cabo e as fibras musculares os filamentos da pena. Como as fibras musculares estão orientadas em sentido diagonal com relação à direção da tração, um número maior de fibras entra em ação, com ganho da capacidade de força muscular e redução da amplitude de contração. Os músculos peniformes apresentam disposições diversas como os unipenados (caso do semimembrâneo, em que o músculo se encontra em um lado do tendão), os bipenados (como no reto femoral, em que o músculo converge nos dois lados do tendão) e os multipenados (como no deltóide, em que o músculo converge sobre vários tendões aparentando uma espinha de peixe). Os diferentes tipos de músculo estão representados esquematicamente na *Figura 1*.

Figura 1 Esquema dos quatro tipos de músculo estriado esquelético



Estrutura microscópica do músculo estriado

Célula Muscular

A célula ou fibra muscular tem muitas das características da célula típica mas foi adaptada para a conversão de energia química em força contrátil. A célula muscular é sempre alongada no sentido da linha de contração e está circundada por uma membrana plasmática semipermeável com condensação externa de tecido conjuntivo, conhecida por **sarcolema**. Esta membrana tem permeabilidade seletiva e está

aderida à rede externa de fibras reticulares denominada endomísio. O citoplasma, no caso específico das fibras musculares, recebe o nome de **sarcoplasma**. É formado de proteínas em estado sol, possuindo todos os elementos normais do citoplasma e, também, filamentos de proteínas contráteis, os miofilamentos, que se situam ao longo do eixo maior da célula. Quando os filamentos estão agrupados e se tornam visíveis ao microscópio, são chamados de **miofibrilas**. O retículo endoplasmático está disposto em torno das miofibrilas, sendo conhecido como **retículo sarcoplasmático**, cuja organização importa no controle da contração muscular.

As miofibrilas são géis semicristalinos (soluções firmes de colóides) responsáveis pela atividade contrátil dos músculos. É aqui que a energia metabólica é transformada em mecânica e, potencialmente, em trabalho. A unidade básica de uma miofibrila é o **sarcômero**, compartimento situado entre dois discos Z. Cada sarcômero contém dois tipos de miofilamentos: grossos, compostos de proteína contrátil **miosina**; finos, contendo a proteína contrátil **actina**. Os filamentos de miosina concentram-se na região mais central do sarcômero e sua disposição ordenada dá lugar a uma banda escura denominada banda A. Os filamentos de actina estão fixados em cada extremidade do sarcômero aos discos ou linha Z e tendem para o centro da banda A. No centro da banda A, existe uma banda H que corresponde ao espaço não invadido pelos filamentos finos existindo, nesta banda, apenas os filamentos de miosina. No centro desta zona H há uma banda escura, a banda M, que mantém os filamentos de miosina em alinhamento paralelo. As extremidades de dois sarcômeros adjacentes formam uma banda I, clara, devido aos filamentos finos de actina ligados à linha Z que separa os dois sarcômeros, apresentados esquematicamente na *Figura 2* e detalhados na *Figura 6*, apresentada no item sobre metabolismo energético muscular, deste capítulo.

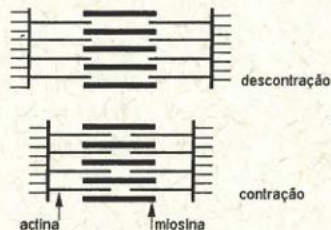


Figura 2 Esquema de um sarcômero (Grandjean, 1981)

As miofibrilas estão suspensas no líquido intracelular denominado sarcoplasma que contém grandes quantidades de potássio, magnésio, fosfato e proteínas enzimáticas, além das mitocôndrias responsáveis pela produção de trifosfato de adenosina (ATP) que fornece a energia necessária para a contração.

O retículo sarcoplasmático forma uma estrutura semelhante a uma luva em torno de cada uma das miofibrilas. Um segmento do retículo sarcoplasmático circunda a região da banda A enquanto outro, idêntico, circunda a região da banda I. Cada um destes segmentos, denominados túbulos longitudinais tem, nas extremidades, vesículas denominadas vesículas laterais, que armazenam o cálcio a ser liberado após a excitação da membrana e são conectadas entre si por uma série de túbulos menores. Uma estrutura tubular contínua, separada, denominada túbulo transversal (T), atravessa a fibra no nível de cada junção A-I passando entre os segmentos adjacentes do retículo sarcoplasmático que circunda cada miofibrila e ligando-se à membrana da fibra muscular (sarcolema).

A área de contato entre o sistema longitudinal e o sistema transversal (T) denomina-se tríade. Ela ocorre em cada ponto onde os filamentos de actina e miosina se superpõem havendo, assim, duas tríades para cada sarcômero. Os túbulos T formam, coletivamente, o sistema T que fornece os meios de comunicação entre o exterior e interior da fibra muscular e permite que os impulsos para a contração propagados superficialmente na membrana sejam transmitidos para o interior da célula.

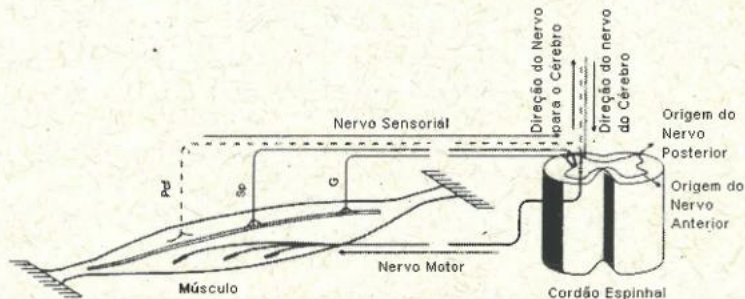
Bases para contração do músculo esquelético

Para que haja contração muscular é necessária uma conexão entre uma fibra nervosa, ou seja, um neurônio (*Figura 3*) e o músculo. O ponto de junção entre uma fibra nervosa e uma fibra do músculo esquelético denomina-se **junção neuromuscular**. Quando o axônio motor se aproxima dos músculos, ele se ramifica e cada ramificação, distribuída por uma região especializada da membrana muscular denominada **placa motora**, forma uma única conexão com uma fibra muscular. Assim, cada neurônio está ligado, através de suas ramificações axônicas, a varias fibras musculares embora cada fibra seja enervada por um único neurônio. A unidade morfo-funcional do músculo esquelético é, assim, constituída pela fibra nervosa (mais exatamente pelo neurônio) e a totalidade de fibras musculares enervadas pelo neurônio. A este conjunto dá-se o nome de **“unidade motora”** (*Figura 4*).

Figura 3
Diagrama de um neurônio motor, constituído do núcleo, dendritos e terminações nervosas (Grandjean, 1981)



Figura 4
Inervação de uma
unidade motora de
um músculo
(Grandjean, 1981)



O nervo sensorial compreende as fibras condutoras de dor, as fibras do fuso muscular (sp) e dos receptores de Golgi do tendão (G). As fibras do nervo motor terminam na placa motora das membranas das fibras musculares que não são todas homogêneas. Pode-se dizer que são de dois tipos: as que têm um potencial de oxidação elevado (fibras pequenas e de contração lenta) e as que têm potencial de oxidação baixo (geralmente maiores e de contração rápida). As unidades motoras têm a tendência a agrupar fibras do mesmo tipo.

De maneira geral, os músculos volumosos contêm uma unidade motora para um grande número de fibras, diferentemente dos músculos menores, solicitados para movimentos de precisão, que apresentam menos fibras inervadas por uma unidade motora.

Estimulação celular

Todas as células do corpo humano são envolvidas por uma membrana semipermeável, que não se deixa atravessar igualmente por todos os íons. Analisando as concentrações de íons existentes dentro e fora da célula, sabe-se que em seu interior há predomínio de íons potássio (K^+) e de grandes ânions protéicos. Fora da célula, há grandes concentrações de íons sódio (Na^+) e cloro (Cl^-) e, em concentrações menores, íons carbonato (HCO_3^-). Sob condições de repouso, a membrana celular é 50 a 75 vezes mais permeável aos íons K^+ do que aos íons Na^+ .

Como os íons K^+ estão em grande concentração no interior da célula, eles tendem a passar para fora, o que não ocorre porque um mecanismo ativo da membrana tende a concentrá-los no interior da célula. Contudo, isto origina uma tensão interna ao mesmo tempo que uma outra tensão, comparativamente menor, ocorre no exterior, pela oposição entre os íons Cl^- e Na^+ . Sob a influência de agente físico ou químico, a membrana celular altera a sua permeabilidade seletivamente. Estimulada, a membrana torna-se mais permeável aos íons Na^+ que, devido ao seu gradiente de concentração, penetram no interior da célula. Este

influxo de grande quantidade de íons Na^+ de carga positiva faz com que o interior da célula, anteriormente negativo, se torne, temporariamente, positivo. Devido a alteração de carga elétrica, ocorre a saída maciça de íons K^+ . A membrana que tinha um potencial de repouso de aproximadamente $-80/-90\text{mV}$, com o influxo de Na^+ é despolarizada apresentando, subitamente, um potencial entre $+20/+30\text{mV}$. Logo a seguir, a célula se reconstitui, ou seja, se instala a repolarização com três tipos de reações:

- cessa o influxo de Na^+ porque a membrana se tornou de novo pouco permeável ao Na^+ ;
- os íons Na^+ que penetraram são imediatamente bombeados de volta;
- os íons K^+ são bombeados para o interior da célula.

O mecanismo de transporte de Na^+ , muitas vezes chamado bomba de sódio, está esquematizado na *Figura 5*. Ele é muito importante para numerosas funções do organismo, tais como a transmissão de impulsos nas fibras nervosas e musculares, secreção de várias substâncias pelas glândulas, e é fundamental à vida de todas as células por evitar a turgescência celular.

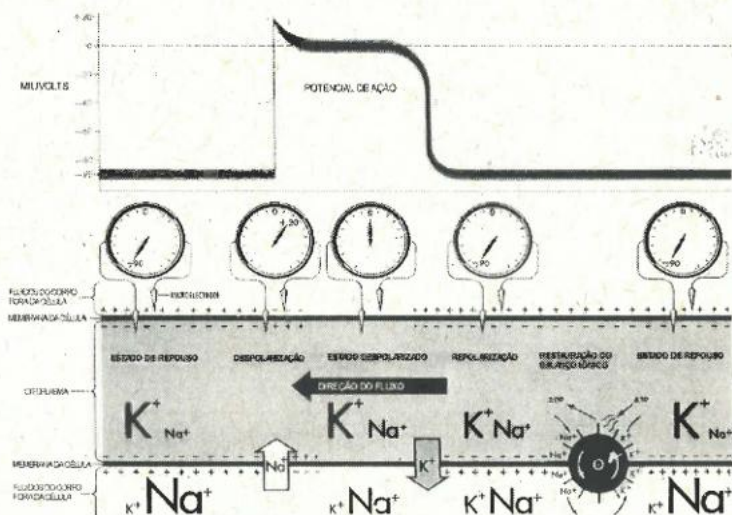


Figura 5
Mecanismo de transporte de Na^+ , ou bomba de sódio (Netter, 1971)

Para esclarecer melhor este mecanismo, podemos tomar o exemplo das células nervosas: a acetilcolina (ACh) armazenada nas fibras nervosas quando liberada devido a uma mudança no meio, a um estímulo, provoca uma alteração na permeabilidade da membrana deixando fluir íons Na^+ para dentro da célula e permitindo saída de íons K^+ . Ocorre, então, a despolarização celular, ou seja, o interior da célula, por breve período,

torna-se positivo e o exterior negativo. Estas mudanças nos gradientes de concentração iônica geram correntes elétricas denominadas potências de ação. O potencial de ação em uma célula nervosa desencadeia um processo por toda membrana propagando um impulso elétrico ao longo do axônio. Em frações de segundo, a acetilcolina é inativada restabelecendo a permeabilidade da membrana celular. Durante este repouso, a distribuição eletrolítica inicial é restabelecida e o nervo está pronto para responder a um novo estímulo.

O estímulo para contração das células dos músculos esqueléticos se processa da mesma forma que nas células nervosas. Apresentam um limiar de estímulo elétrico, um período latente entre o estímulo e a resposta e um período de ausência de resposta a qualquer estímulo seguido de outro em que há aumento de grandeza do estímulo limiar. Todos os músculos esqueléticos têm inervações motoras que são as vias normais de excitação e todos podem ser excitados pela estimulação de seus nervos motores. Contudo, a região da fibra muscular que não tem uma placa motora é também excitável eletricamente e apresenta todas as propriedades acima citadas. Assim, considera-se que a célula muscular pertence à mesma classe de tecido excitável a que pertence a fibra nervosa.

É importante esclarecer que mesmo quando os músculos estão em repouso, um certo estado de tensão persiste. Esse grau de contração residual no músculo esquelético é chamado tônus muscular. Como as fibras musculares esqueléticas não se contraem sem que um potencial de ação as estimule, exceto em certas condições patológicas, acredita-se que o tônus dos músculos esqueléticos resulte inteiramente de impulsos nervosos originários da medula espinhal. Estes, por sua vez, são controlados parcialmente por impulsos transmitidos do cérebro para os neurônios motores apropriados e, parcialmente, por impulsos que se originam nos fusos musculares, localizados no próprio músculo.

Os fusos musculares são receptores sensoriais que existem essencialmente em todos os músculos esqueléticos para detectar o grau de estiramento muscular. Basicamente, eles transmitem impulsos quase continuamente através das raízes posteriores à medula espinhal, onde são excitados os neurônios motores, de onde provém o estímulo nervoso necessário para o tônus muscular.

METABOLIS- MO ENERGÉTICO MUSCULAR

Quando um impulso nervoso atinge a junção neuromuscular, há liberação de acetilcolina que atua sobre a membrana da fibra muscular (sarcolema) tornando-a mais permeável aos íons sódio (Na^+) que passam para dentro da fibra muscular, despolarizando-a. Em repouso, o

potencial da membrana muscular é de aproximadamente $-80/-90\text{mV}$ mas quando um estímulo aumenta sua permeabilidade ao sódio e o potencial da membrana desce a menos de -6mV , desencadeia-se um potencial de ação propagado, que se difunde do ponto de origem (a placa motora) em ambas as direções até as extremidades dos músculos. Cerca de $1/1000\text{s}$ depois de iniciada a despolarização, decresce a permeabilidade e a membrana se repolariza, tornando-se suscetível a novo estímulo.

É importante esclarecer, no entanto, que a estimulação da fibra muscular é do tipo “tudo ou nada”, ou seja, ou um estímulo origina um potencial de ação que se desloca ao longo de toda a fibra ou não consegue estimulá-la. Portanto, ou se contrai toda a fibra ou nada se contrai. Todavia, a força de contração resultante da excitação do músculo pode variar, dependendo do estado contrátil da fibra ao ser estimulada e do número de unidades motoras atuantes.

Quando um potencial de ação passa pela fibra muscular, esta se contrai após um período latente inicial de mais ou menos 3ms . Na contração, nem os filamentos de actina nem os de miosina do sarcômero diminuem de comprimento: em vez disso, os filamentos de actina simplesmente deslizam, à semelhança de pistons, entre os de miosina. Em repouso, estado alongado do músculo, as terminações dos filamentos de actina estão escassamente sobrepostas (*Figura 6*). Depois, durante a contração, essas terminações se sobrepõem firmemente.

Pode-se, então, resumir nas seguintes etapas a transmissão neuromuscular e a propagação da carga elétrica para as miofibrilas, responsáveis pela contração muscular:

- redução do potencial de repouso do nervo terminal;
- liberação de uma quantidade de acetilcolina;
- difusão da acetilcolina através da junção neuromuscular;
- combinação da acetilcolina com receptores moleculares na membrana da placa motora;
- aumento da permeabilidade da membrana à entrada de sódio e outros íons;
- propagação do potencial de ação, do tipo tudo ou nada, ao longo da fibra muscular isolada;
- ativação das miofibrilas devido a liberação de cálcio das vesículas laterais.

Há algumas doenças ou drogas que podem mudar os acontecimentos na junção neuromuscular e inibir a contração. É o caso do curare,

veneno antigamente utilizado nas pontas das flechas de índios sul-americanos. Apesar de não alterar a permeabilidade da membrana, quando o curare ocupa os sítios receptores da placa motora, a acetilcolina não pode se ligar a estes sítios apesar dos nervos motores conduzirem normalmente potenciais de ação. Como os músculos esqueléticos responsáveis pelos movimentos respiratórios dependem de transmissão neuromuscular para contração, a morte advém por asfixia. Em doses menores, o curare é utilizado para evitar contrações musculares durante certos tipos de procedimentos cirúrgicos.

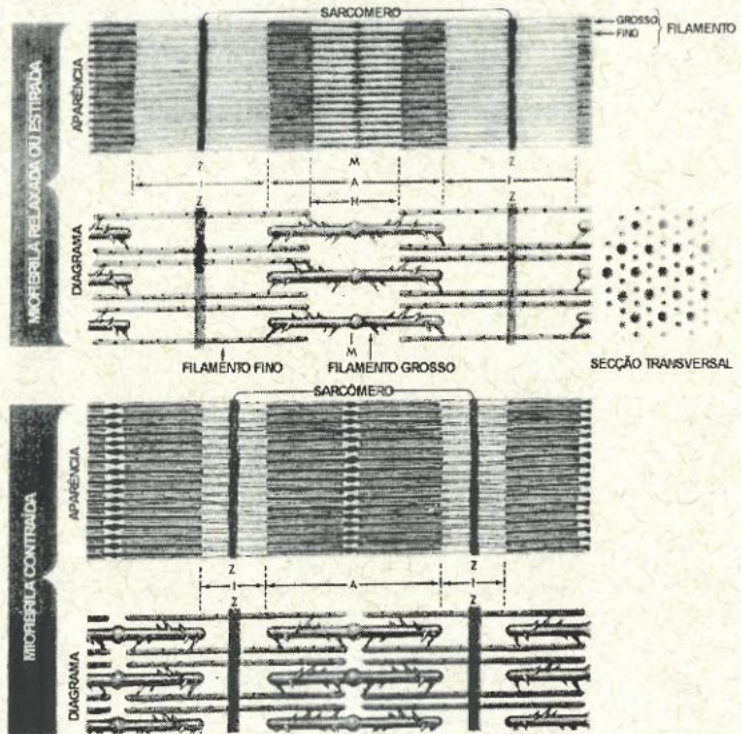


Figura 6
Esquema de um sarcômero em repouso (acima) e contraído (abaixo) (Netter, 1971)

Energia para a contração

Durante a contração, a energia mecânica é desenvolvida às expensas das reservas de energia química do músculo: o trabalho muscular envolve a transformação de energia química em mecânica (Figura 7). A energia transformada pela reação química resulta das moléculas de proteína dos filamentos miosina e actina, obrigando-as a mudar de posição e, conseqüentemente, originar a contração. A fonte imediata de energia para contração é o trifosfato de adenosina (ATP), que compre-

ende um radical de adenosina (A) unido a três radicais fosfato (P) por ligações de alta-energia. O ATP é produzido e armazenado nas mitocôndrias. Fundamentalmente, o músculo tem seu abastecimento de ATP dependente das substâncias nutricionais e do oxigênio trazidos pela circulação sanguínea. Esta principal molécula transportadora recebe a energia a partir do catabolismo de carboidratos, gorduras e proteínas e a transfere quando a molécula de ATP é degradada, resultando em difosfato de adenosina (ADP), um radical fosfato (P) e energia. Esta energia resultante (7kcal/mol) é que será utilizada para realização de trabalho pela célula: contração muscular, transporte ativo de moléculas através das membranas e síntese de moléculas orgânicas.

É importante notar que embora a energia esteja presente na estrutura molecular de ATP, sua função não é a de armazenar, mas sim transferir energia de uma molécula para outra sendo o trabalho de armazenamento de responsabilidade das moléculas de carboidrato ou glicose, lipídeo e proteína que transferem energia ao ATP. Uma molécula típica de ATP pode existir por apenas uns poucos segundos antes que sua energia seja transferida para outra molécula e o ADP formado é, então, rapidamente reconvertido em ATP por meio da energia resultante da degradação de carboidratos, lipídeos e proteínas.

Só uma pequena quantidade de ATP está armazenada nos músculos e ele deve ser regenerado continuamente e reutilizado, se houver prosseguimento de exercício físico. Como o processo de ressíntese demanda energia, os músculos armazenam, em maior quantidade (cerca de três vezes mais que o ATP), outra fonte secundária que não pode ser aproveitada diretamente pelo músculo, mas indiretamente. É a fosfocreatina (CP) que libera grande quantidade de energia quando resulta em ácido fosfórico e creatina. A partir da degradação, o radical fosfato (P) do CP liga-se às moléculas de ADP para ressíntese do ATP, liberando creatina (C). Assim, o composto fosfato de baixa energia é continuamente convertido em composto de alta energia nos músculos, garantindo a integridade da reserva energética.

Sem o abastecimento pelos depósitos de fosfocreatina, a energia que as reservas de ATP podem fornecer seria suficiente, apenas, para desencadear duas a três contrações musculares. No entanto, o músculo contém uma quantidade de CP suficiente para reconstituir o ATP por mais alguns minutos, dependendo da intensidade de trabalho. A reação de desintegração da CP intervém, particularmente, nas fases iniciais dos trabalhos quer sejam leves, moderados ou pesados. Com a continuidade do trabalho, a CP não mais consegue regenerar o ATP, que passa a ser restaurado por fontes de glicose, ácidos graxos (lipídeos ou

gordura) e, em menor escala, proteínas. Estas fontes podem ser quebradas para formação do ATP de duas formas: em primeiro lugar, pela via aeróbica, por meio de reação dentro das mitocôndrias, que aproveita ao máximo a energia de hidratos de carbono, lipídeos e proteínas degradando-as a ácido pirúvico para restituição da ATP. Em segundo lugar, pela via anaeróbica da glicose que se utiliza apenas de glicose e glicogênio já que os lipídios e proteínas não sofrem reações anaeróbicas.

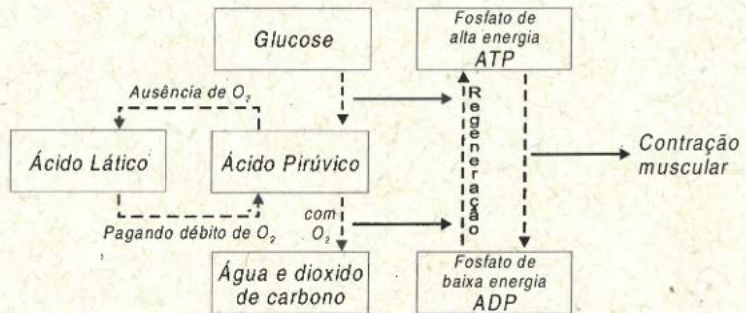


Figura 7
Diagrama dos
processos
metabólicos
durante trabalho
muscular

— Fluxo de energia
--- Reações químicas

Via aeróbica
para
obtenção de
energia

O produto final mais importante a partir da ingestão de alimentos carboidratados é a glicose. Este monossacarídeo é absorvido para o sangue e, após a passagem pelo fígado, é transportado para todo o organismo pelo sistema circulatório. Após a absorção pela célula, a glicose pode ser usada imediatamente para fornecimento de energia ou pode ser convertida e armazenada sob a forma de glicogênio ou de gordura. Apesar de todas as células serem capazes de armazenar glicogênio, duas em especial podem fazê-lo em grandes quantidades: as células hepáticas (do fígado) que conseguem armazenar até 8% do seu peso em glicogênio, e as células musculares, que armazenam até 1%. Em repouso, os músculos bem treinados têm potencial de armazenamento significativamente maior que os não treinados. Durante exercício muito intenso, o glicogênio hepático é mobilizado e transportado, em forma de glicose sanguínea, aos músculos, onde vai substituir o glicogênio muscular que já foi degradado.

A via aeróbica de obtenção de energia pelo organismo baseia-se na oxidação das substâncias nutritivas pelo oxigênio. As substâncias nutritivas iniciais são o glicogênio (armazenado na célula), a glicose (no líquido extracelular) e também os ácidos graxos livres. Os músculos esqueléticos queimam, quando em repouso, praticamente só hidratos

de carbono (glicose, glicogênio) recorrendo à utilização de ácidos graxos durante trabalho mais pesado.

Em todos os tipos de atividade muscular moderada, o ATP pode ser formado a partir da via aeróbica sendo que cada molécula de glicose metabolizada em dióxido de carbono e água forma 38 moléculas de ATP (ou seja, armazena 304Kcal em forma de ATP) e libera 686Kcal em forma de calor.

Via anaeróbica para obtenção de energia

Como durante um trabalho o consumo de oxigênio aumenta proporcionalmente à intensidade do trabalho, a via aeróbica é possível pois há oxigênio para oxidação dos nutrientes, inclusive dos ácidos graxos livres. No entanto, quando as demandas para oxidação excedem as capacidades do sistema cardiorespiratório, o trabalho torna-se anaeróbico. Neste ponto, quando o exercício é muito intenso e o consumo de ATP é muito rápido, certos fatores limitam a capacidade celular de repor ATP por fosforização oxidativa: a dificuldade de aporte de oxigênio para os músculos; a redução temporal de disponibilidade de nutrientes e as velocidades com que as enzimas podem processar esses nutrientes nas vias metabólicas. Assim, a glicose anaeróbica começa a contribuir com uma fração cada vez mais significativa para o ATP total produzido pelo músculo. A via de glicose anaeróbica, embora produzindo somente pequenas quantidades de ATP, a partir de cada molécula de glicose metabolizada, pode operar em velocidade mais elevada e ocorrer na ausência de oxigênio. Para se ter uma idéia, enquanto as reações oxidativas da via aeróbica podem produzir 38 moléculas de ATP a partir de uma de glicose, 64 moléculas de ATP podem ser produzidas pela glicose anaeróbica, no mesmo período de tempo, através do desdobramento de 32 moléculas de glicose. Entretanto, enquanto que no trabalho aeróbico o ácido pirúvico ou piruvato é rapidamente oxidado em múltiplas reações (reações do ciclo de Krebs) resultando em dióxido de carbono (CO_2) e água, na ausência de oxigênio, o piruvato não é restituído e se acumula nos tecidos, sob a forma de ácido láctico, tóxico virtual que, em grande quantidade, produz grave acidose local, dor e espasmo ou contração dos músculos, inibindo a contração muscular normal e podendo, inclusive, levar à fadiga, o que geralmente ocorre.

FADIGA MUSCULAR

A contração forte e prolongada de um músculo pode levar ao estado de fadiga muscular. Isso decorre da incapacidade dos processos metabólicos e contráteis das fibras musculares continuarem proporcionando condições propícias para efetuar o trabalho. O nervo continua a funcionar adequadamente, os impulsos nervosos passam de modo normal através da junção neuro-muscular para a fibra muscular, e até os poten-

ciais se difundem normalmente pelas fibras musculares. No entanto, a contração torna-se cada vez mais débil, por causa da depleção de energia fornecida pelas próprias fibras musculares. A interrupção do fluxo sanguíneo para um músculo leva-o a severa fadiga em um minuto ou pouco mais, por causa da perda de suprimento nutritivo e de oxigênio disponível para produção de energia para a contração.

Durante a contração, o músculo vai gastando as reservas energéticas para o trabalho e, após a contração, quando o músculo está relaxado e descansando, estas reservas são refeitas. Assim, o consumo energético e a síntese energética para reposição ficam em ação num músculo em trabalho. Se a demanda de energia excede o poder de regeneração, a balança metabólica fica descompensada, resultando em perda do desempenho muscular.

Após excessivo esforço muscular, a energia de reserva é reduzida enquanto produtos - ácido láctico e dióxido de carbono - se multiplicam, tornando o tecido muscular mais ácido. Porém, se apenas alguns músculos estão envolvidos numa atividade, a produção local de ácido láctico pode se difundir através do sangue, às partes inativas, evitando-se a acidose excessiva em uma só região.

Um aspecto importante da fadiga muscular é a contratura. Se um músculo se fatiga a um grau extremo, é provável que se torne continuamente contraído, permanecendo por muitos minutos, mesmo sem que um potencial de ação o estimule. Isto é chamado contratura fisiológica do músculo. Acredita-se que resulte de um aspecto peculiar ao próprio processo contrátil: o ATP é necessário para manter a actina e a miosina separadas durante o processo de relaxamento muscular, do contrário, os ligamentos de actina e miosina continuariam a se atrair. Em graus extremos de fadiga muscular, praticamente todo o ATP converte-se em ADP, explicando-se a rígida união dos filamentos de actina e miosina.

Em paralelo às explicações fisiológicas de fadiga muscular, existem referências, na literatura, sobre um fenômeno do sistema nervoso central: apesar de um músculo estar exaurido por repetidas contrações voluntárias, ele ainda responde a um estímulo elétrico aplicado sobre a pele, sugerindo que a fadiga muscular é um fenômeno do sistema nervoso central, ou seja, do cérebro, e não um fenômeno muscular. No entanto, este fato não pode ser sempre confirmado. Muitos fisiologistas fizeram a mesma experiência e observaram que, quando o músculo está em estado de exaustão, ele não se contrai mais, embora os impulsos nervosos sejam bastante nítidos no eletromiograma.

Existem, pois, duas correntes teóricas sobre a fadiga muscular: a química e a do sistema nervoso central. A primeira reconhece a redução do desempenho muscular, pela fadiga, como resultado de processos químicos (consumo de energia, produção de substâncias e acúmulo de metabólitos) com o fenômeno elétrico nos músculos e nervos em nível secundário. Em contraposição, a teoria do SNC reconhece os processos químicos como sendo apenas os estímulos para impulsos sensoriais que, através dos nervos, chegam ao cérebro no córtex cerebral, evidenciando que a fadiga muscular é uma sensação de cansaço. Em adição, os impulsos aferentes inibem o centro do cérebro responsável pelo controle motor dos movimentos, reduzindo o número e a frequência dos impulsos pelos neurônios motores. Isto resulta nos sinais externos da fadiga muscular: redução da potência muscular e, quanto ao ritmo dos movimentos, redução e vagar. Nenhuma das duas teorias explica tudo. Pode-se dizer que tanto o fenômeno do SNC quanto os processos químicos contribuem para a fadiga muscular.

EFICIÊNCIA DA CONTRAÇÃO MUSCULAR

Calcula-se que a "eficiência" representa a percentagem de energia absorvida que se converte em trabalho, em vez de calor. A percentagem de energia absorvida por um músculo (energia química dos nutrientes), capaz de ser convertida em trabalho, é inferior a 20-25%. O restante, transforma-se em calor. A eficiência máxima só pode ser alcançada quando o músculo se contrai a uma velocidade regular, nem com demasiada lentidão nem com rapidez excessiva. Se o músculo se contrai muito devagar, grandes quantidades de calor de manutenção são liberadas durante o processo de contração, diminuindo, assim, a eficiência. Por outro lado, se a contração é muito rápida, grandes proporções de energia são usadas para vencer a fricção, devido a viscosidade dentro do próprio músculo, reduzindo a eficiência de contração. Ordinariamente, a eficiência máxima é desenvolvida quando a velocidade de contração é cerca de 30% da máxima.

Desta forma, quanto mais intenso o exercício, maior a quantidade de calor produzida. Esse aumento de produção de calor pode se constituir num sério problema para a capacidade do organismo em manter uma temperatura corporal constante, especialmente num dia quente. Por outro lado, o processo de tiritação (pequenas e rápidas contrações oscilantes dos músculos esqueléticos) reflete a utilização dessa mesma fonte de energia calórica para manter a temperatura corporal num ambiente frio.

RECUPERAÇÃO DO TRABALHO MUSCULAR

Enquanto houver disponibilidade de fosfocreatina, os níveis de ATP são restaurados a cada contração. Após esforço anaeróbico, o reabastecimento das reservas de fosfocreatina efetua-se na mesma proporção

com que diminui. No entanto, se o esforço é anaeróbico, a maior parte da fosfocreatina é repostada imediatamente após o trabalho mas não de todo, já que o consumo energético total permanece elevado para sintetizar outra vez o glicogênio.

Após um período intenso de exercício, os níveis de fosfato de creatina diminuem e a maior parte do glicogênio muscular pode ter sido convertida em ácido láctico. Para que a célula retorne ao seu estado original, os depósitos de glicogênio devem ser repostos e a fosfocreatina res-sintetizada. Ambos os processos requerem energia e, mesmo que o músculo tenha cessado a contração, continua a consumir oxigênio em ritmo acelerado a fim de prover a energia necessária para esses processos de síntese. É por isso que se continua a respirar profunda e rapidamente após um período de tempo imediatamente após um exercício intenso. Quanto maior e mais longo o exercício, mais tempo o músculo levará para retornar às suas condições originais. O restabelecimento do depósito de glicogênio muscular é relativamente lento, variando, de pessoa a pessoa, de acordo com o tipo de alimentação.

Os períodos de repouso, após atividade intensa, são fundamentais para as modificações químicas de recuperação do organismo. Entre estas modificações pode-se listar:

- a res-sintetização, por completo, das reservas de energia do ATP e da fosfocreatina;
- oxidação ou res-sintetização do ácido láctico residual, inclusive daquele difundido nas partes inativas do organismo;
- reposição dos depósitos de glicogênio muscular e hepático.

ESTIMULAÇÃO MUSCULAR E RESPOSTA MECÂNICA

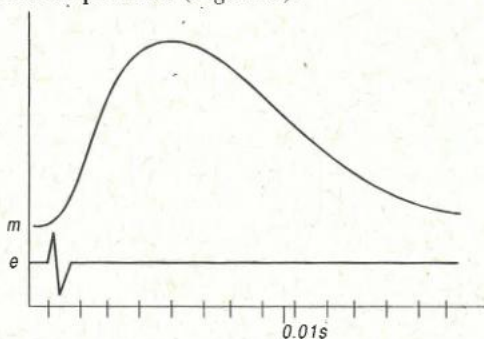
Abalo Muscular

A resposta mecânica de um músculo a um único potencial de ação denomina-se abalo. O registro da variação de força determinada por uma estimulação elétrica única mostra que ela é seguida de um período de latência antes que a tensão muscular (força exercida sobre um objeto por um músculo com contração) comece a aumentar. Neste período, ocorrem os processos de acoplamento, excitação, contração e, após esta fase de latência, constata-se um crescimento rápido de tensão do músculo. Chama-se de tempo de contração o intervalo que compreende o momento do choque elétrico estimulante (quando ele é dado diretamente sobre o músculo) até o ápice do abalo, momento onde a tensão muscular alcança seu máximo. A fase de descontração ou tempo de relaxamento (período compreendido entre o ápice da

tensão até que a tensão volte a zero) dura 3 a 5 vezes mais tempo que a fase de contração.

Nem todos os músculos esqueléticos contraem-se com a mesma velocidade. A duração do abalo muscular varia de acordo com o tipo de fibra muscular considerada. Para as fibras rápidas, o tempo de contração pode ser inferior a 10ms (caso dos músculos oculomotores). Ela é, às vezes, superior a 100ms para as fibras lentas que constituem essencialmente os músculos posturais (Figura 8).

Figura 8
Estimulação (e)
por um único
choque elétrico;
resposta mecânica
(m) do tipo abalo
(Grandjean, 1981)



Uma vez que um potencial de ação dura cerca de 1 a 2ms enquanto sua resposta mecânica (abalo) pode durar algumas centenas de milissegundos é possível iniciar um segundo potencial de ação durante esse período de atividade mecânica.

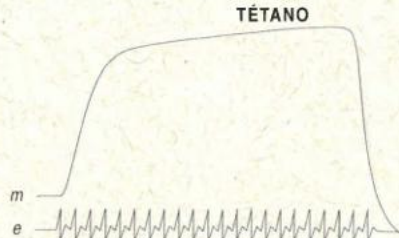
Tétano muscular

Quando um músculo é estimulado por impulsos elétricos repetidos sem intervalos para relaxamento, há um aumento da resposta mecânica ao que se denomina somação. Quanto maior for a frequência da estimulação, maior é a resposta (somação) até alcançar uma frequência acima da qual a tensão não mais aumenta. A resposta máxima à estimulação de alta frequência é denominada tétano (Figura 9). Este tipo de resposta é o normal na contração voluntária e pode ser mantida até que sobrevenha a fadiga.

Comparando-se o abalo isolado ao tétano, constata-se que a tensão nele desenvolvida é mais elevada que a tensão máxima registrada durante o abalo, numa relação de 4 para 1. A tensão do músculo gerada pela somação apresenta, no início, um aumento (fenômeno da escada) e depois se mantém em *plateau* no seu nível elevado. Um tétano (resposta máxima à estimulação) perfeito só é obtido por uma frequência de estimulação suficientemente alta. A frequência de estimulação necessária para resultar numa tetania varia inversamente com o tempo de contração do músculo.

Da mesma forma que o tempo de contração de diferentes fibras musculares varia consideravelmente, o mesmo ocorre com a frequência de estímulos que produzirá um tétano. Frequências de cerca de 30 estímulos por segundo podem produzir um tétano em fibras "lentas", enquanto frequências superiores a 100 estímulos por segundo são necessárias para fibras de contração muito rápida.

Figura 9
Estimulação (e)
por choques
elétricos repetidos.
Resposta mecânica
(m) do tipo
somação e tétano
(Grandjean, 1981)



O tempo que uma fibra muscular pode ser mantida em contração tetânica depende da capacidade do metabolismo muscular em fornecer ATP para as miofibrilas. Se a concentração de ATP diminui, a força de contração cai e, eventualmente, chega a zero. Esta queda de tensão com estimulação prolongada é denominada fadiga muscular.

É importante explicar o mecanismo responsável pelo aumento na resposta mecânica de uma fibra muscular à estimulação repetitiva. Nas fibras do músculo esquelético, a quantidade de cálcio liberado pelo retículo sarcoplasmático, devido a um único potencial de ação, é suficiente para excitar as miofibrilas a deslizarem uma sobre a outra e exercerem sua força máxima. Resulta daí uma tensão interna conhecida como estado ativo a qual declina quando o cálcio é novamente bombeado de volta para o retículo sarcoplasmático.

No caso de somação e tétano, o estado ativo é prolongado e a tensão gerada pelas miofibrilas é transmitida para a carga pelas estruturas elásticas dos tecidos e tendões. Essas estruturas são elásticas e coletivamente são denominadas componente elástico em série (CES). Na realidade, o músculo deve ser concebido como unidades contráteis (miofibrilas) em série com elementos elásticos (tecido conjuntivo, vasos sanguíneos, nervos etc.) e em paralelo com outros elementos elásticos (tendões). Assim, quando as miofibrilas contraem, os elementos elásticos em série (CES) estiram porque têm as propriedades de uma mola colocada entre as miofibrilas geradoras de força e os tendões. A força gerada pela contração das miofibrilas estira essa mola (CES) que transmite a tensão aos tendões. A tensão na mola depende da extensão até a qual os elementos elásticos em série foram estirados pela atividade das miofibrilas. Quando o músculo é sucessivamente estimulado, o

estado ativo é prolongado e, portanto, há mais tempo para estirar o CES de modo adicional aumentando a tensão desenvolvida pelo músculo.

GÊNESE DA CONTRAÇÃO

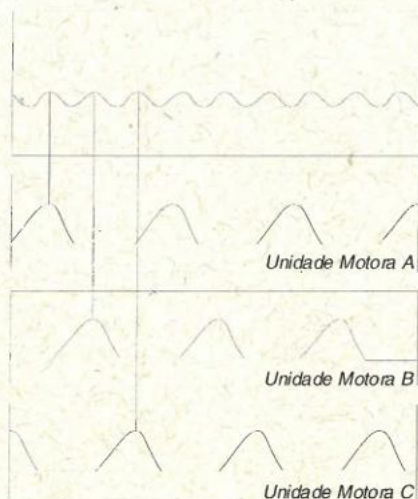
O sistema muscular caracteriza-se por contrações de diversas gradações desde as mais débeis às mais intensas. A potência de contração, ou gradação da contração, resulta principalmente de dois fatores intervenientes: o número de unidades motoras estimuladas (recrutamento) e a frequência do estímulo (somação). O principal mecanismo de gradação é o sistema nervoso central que pode graduar a frequência de estímulos e excitar um número maior ou menor de unidades motoras.

A alteração da frequência de estímulos é um mecanismo delicado de regulação da tensão. A resposta mecânica será maior e mais uniforme à medida que o esforço aumente e a frequência de estímulos for maior. Impulsos espaçados, em intervalos superiores ao tempo requerido para uma única contração (abalo), vão resultar em contrações mínimas que podem produzir apenas 1/4 da tensão que seria produzida numa somação. Intervalos menores entre os estímulos resultarão numa somação parcial ou num tétano incompleto. Quando se requer ainda maior tensão, de forma mais rápida e mais potente, um maior número de unidades motoras pode ser estimulado, ou seja, unidades motoras adicionais são recrutadas.

É importante frisar, no entanto, que o músculo consiste de numerosas unidades motoras agindo com certa independência e cada uma é constituída por células musculares inervadas pelos ramos terminais de um mesmo neurônio motor. Como os neurônios motores da medula são estimulados individualmente, é muito improvável que os impulsos que chegam às diferentes unidades motoras sejam sincrônicos. Em qualquer atividade muscular contínua, elas contraem-se assincronicamente de tal forma que, em dado instante, algumas estão ativas, outras estão relaxando-se e outras estão em repouso (*Figura 10*). Se há um rodízio de estados de atividade entre as unidades motoras, o músculo ficará numa situação mais ou menos constante de atividade, embora nenhuma unidade isolada fique em estado permanente de contração tetânica.

Este assincronismo das unidades motoras é importante para minimizar a fadiga muscular. Por exemplo, quando a contração muscular é vagarosa e mantida por longo período de tempo (atividade estática) a recuperação é possível porque as unidades motoras entram em contração ativa de forma alternada, e cada uma mantém períodos de repouso.

Figura 10 A
atividade
assincronica das
unidades motoras
pode manter uma
tensao quase
constante na
totalidade do
musculo
(Grandjean, 1981)



PROPRIEDADES MECÂNICAS DO MÚSCULO

Força muscular

Um músculo tem duas propriedades: desenvolver tensão ao se contrair, e não desenvolver, quando relaxar. Um músculo em contração aplica tensão sobre os ossos através de seus pontos de inserção (tendões). Quando a força é suficientemente grande, o músculo em contração exerce força de tração fazendo com que os ossos aos quais está fixado se aproximem uns dos outros.

Cada fibra muscular se contrai com certa força, e a elasticidade do músculo todo é o somatório destas fibras. A máxima elasticidade do músculo humano fica em torno de 3 a 4kg/cm² da secção transversal. Assim, um músculo de 1 cm², na secção transversal, pode suportar um peso de 3 a 4kg. Estudos comparativos da força muscular com a secção do músculo, concluíram que com igual treinamento físico, uma mulher exerce uma força muscular 30% menor que um homem.

Relação entre o comprimento do músculo e a tensão

Uma das observações clássicas na fisiologia muscular é a relação entre o comprimento do músculo e a força ou tensão que ele pode desenvolver. A característica mais importante de um músculo é sua capacidade de contração até 25% (alguns autores informam 50%) de seu comprimento normal. O trabalho efetuado por um músculo, numa contração completa, aumenta com seu comprimento. Por esta razão, os atletas

tentam alongar seus músculos através de exercícios específicos. Um músculo produz sua força máxima no começo da contração, quando ainda está no comprimento de relaxamento.

Quando o músculo se reduz muito, sua força declina. Conforme pode ser visto na *Figura 11*, quando o músculo está no seu comprimento normal de repouso, distendido, e é então ativado, ele se contrai com força máxima. Se o músculo é estirado para um comprimento maior que o normal antes da contração, desenvolve-se uma grande tensão de repouso mesmo antes que a contração ocorra. Isto é, as duas extremidades do músculo são atraídas uma pela outra pelas forças elásticas dos componentes elásticos em série (CES). Entretanto, o aumento da tensão durante a contração, chamada tensão contrátil, decresce à medida que o músculo é estirado além do seu comprimento normal. Vê-se, também, na mesma figura, que ao se diminuir o comprimento do músculo em repouso para uma tensão menor que o seu tamanho de estiramento total, a tensão máxima de contração cai progressivamente e atinge o "zero", quando o músculo diminui até 60% do seu comprimento de repouso.

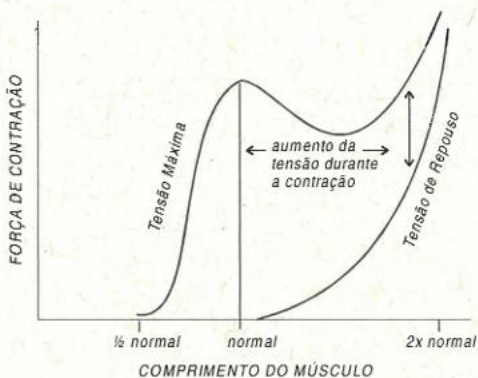


Figura 11
Relação entre o comprimento do músculo e a força de contração (Guyton, 1973)

A explicação para isto é bastante simples. Em repouso, o músculo apresenta uma interação entre as miofibrilas contráteis de forma que ele se contraia até metade de seu comprimento normal, desenvolvendo tensão ou força máxima. Quando um músculo é estirado além do seu comprimento normal em repouso, a proporção de superposição entre os filamentos de actina e miosina é alterada e, se um músculo é estirado ao máximo, não há mais coincidência entre as miofibrilas: desaparece a ponte entre elas, impossibilitando o desenvolvimento de tensão. Se o músculo começa um trabalho com seu comprimento reduzido, a força decresce pois os filamentos de actina nas duas metades do sarcômero começam a se superpor reduzindo o número de miofibrilas ativas e, também, porque os filamentos de miosina ficam comprimidos contra as duas linhas Z, resistindo ao encurtamento dos sarcômeros.

A força de um músculo depende, então, da sua secção e do seu comprimento. Um músculo grosso comporta muitas fibras musculares para contração e o somatório da tensão destas fibras resulta em grande força contrátil do músculo, mesmo que ele não seja longo. Ao contrário, um músculo fino tem poucas fibras para contração mas, se apesar de fino, for longo, possui capacidade de grande tensão, já que dispõe de maior amplitude ou distância para a contração. Um músculo desenvolve força máxima quando contrai-se ao máximo (até 25% ou mais do seu comprimento). Se um músculo tem maior comprimento, contrai-se a uma distância maior.

Como em fisiologia, conforme será visto mais adiante, qualquer contração muscular resulta em trabalho, pode-se aplicar a fórmula $T = F \times d$ (trabalho = força X distancia) para exemplificar melhor o anteriormente exposto. No primeiro caso, $T_1 = F_1 \uparrow \times d_1 \downarrow$ (a força é grande em função do grande número de fibras e a distância de encurtamento é pequena devido ao seu comprimento menor). No segundo caso, mantendo-se T constante, $T_2 = F_2 \downarrow \times d_2 \uparrow$ (a força é pequena por causa do número reduzido de fibras que compõem o músculo mas, como a distância é longa, o músculo tem grande amplitude para contração). Neste exemplo hipotético, conclui-se que os dois músculos podem desenvolver o mesmo trabalho pois os dois fatores (força e distância) são compensados fazendo com que $T_1 = T_2$.

Relação entre a velocidade de contração e a carga

Uma outra observação importante, é quanto à relação entre a velocidade de contração e a carga. O músculo contrai-se de modo extremamente rápido quando o faz sem ser contra uma carga ou resistência, e a maioria atinge o estado de contração total em aproximadamente 1/20 de segundo. Entretanto, quando se aplicam cargas, a velocidade de contração torna-se progressivamente menor à medida que a carga aumenta, conforme a *Figura 12*:

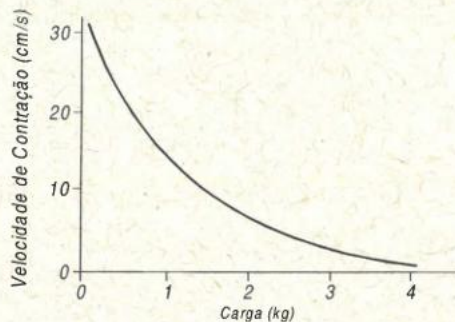


Figura 12
Relação entre a carga e a velocidade de contração em um músculo esquelético com 8cm de comprimento (Guyton, 1973)

FUNÇÕES DO MÚSCULO

Além da forma e número de fibras, outros fatores também influem na ação do músculo: o tipo de articulação que move, a natureza da origem e inserção (se tendinosa ou não); o ângulo e lugar de inserção; e a vantagem mecânica das alavancas osteomusculares. Os músculos podem funcionar separados ou em equipe em diversas combinações e modalidades de movimento. As funções que um músculo desempenha variam de acordo com os movimentos. A nomenclatura utilizada para definir as funções muda de acordo com os diversos autores mas, basicamente, pode-se ter uma idéia das várias funções de um músculo conforme a classificação a seguir:

função do motor ou agonista

Quando em dado momento o músculo se contrai (concentricamente) com a finalidade de produzir movimento. Por exemplo, o bíceps braquial é agonista da flexão do antebraço.

Dependendo da sua inserção e origem, um músculo pode ser motor de várias ações. O bíceps braquial, por exemplo, é motor da flexão do antebraço, da supinação radioulnar e de várias ações da articulação do ombro, devido à sua origem dupla na escápula. Muitas vezes os músculos podem se subdividir em motores primários e motores acessórios ou secundários. O motor primário é o principal responsável por uma ação articular específica. O motor acessório auxilia o primário a executá-la.

O termo músculo de emergência pode ser empregado para designar um motor acessório que entra em ação apenas quando se precisa de uma força total de excepcional magnitude. A porção larga do bíceps não intervém sempre na abdução da articulação do ombro, mas pode contribuir em momentos de grande necessidade.

função do antagonista

Ao agonista, opõe-se o antagonista, que desempenha papel muito importante no movimento porque se relaxa e estende à medida que o motor se contrai fornecendo controle ao movimento. Potencialmente, o músculo flexor é antagonista do extensor. Com relação à extensão do antebraço, por exemplo, o bíceps braquial é antagonista do tríceps braquial motor (*Figura 13*).

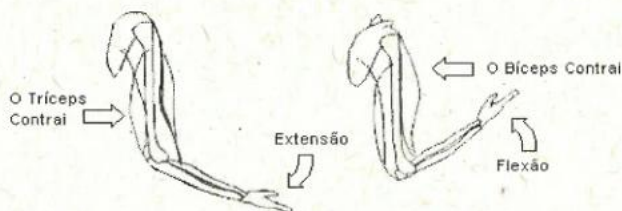


Figura 13
Dependendo do movimento, um músculo funciona como antagonista ou agonista (Grandjean, 1981)

função do sinergista

Quando um músculo atua subsidiariamente para impedir, contrapor ou anular uma ação colateral indesejável ou uma ação secundária por parte dos músculos ativos, o músculo é denominado sinergista. Alguns autores descrevem dois tipos de sinergia: sinergia acessória e sinergia verdadeira. A sinergia acessória aplica-se quando dois músculos com uma ação articular comum contraem-se simultaneamente e, então, agem em conjunto como sinergistas um do outro para neutralizar suas respectivas ações secundárias indesejáveis.

Quando um músculo biarticular contrai-se, tende a produzir movimento em cada uma das articulações a que está ligado. Às vezes, ele deve contrair para acionar apenas uma das articulações e, neste caso, outro músculo (sinergista) contrai-se para impedir a ação indesejável na outra articulação ocasionando uma sinergia verdadeira. Alguns autores englobam os dois tipos de sinergia numa mesma função utilizando a nomenclatura de neutralizador como sinônimo de sinergista.

função do fixador ou estabilizador

Neste caso, a função é a de ajudar os músculos ativos fornecendo uma base estável que favoreça a ação fixando, firmando ou sustentando um osso ou parte do corpo. Se uma pessoa estende o braço à frente para abrir uma porta, ela deve estabilizar o corpo para sustentar a resistência. Para abrir a porta, o antebraço deve ser flexionado e, para isso, o bíceps se contrai. Por exemplo, se a escápula não estiver estabilizada, a contração do bíceps tracionará para a frente a cintura escapular, em vez de produzir o movimento de abrir a porta.

CONTRAÇÃO E TRABALHO MUSCULAR

Tipos de contração muscular

Conforme já mencionado, um músculo deve ser considerado como formado por unidades contráteis (miofibrilas) em paralelo a componentes elásticos (fibras de tecido conjuntivo, vasos, nervos etc.) e em série com outro componente elástico (tendões). A elasticidade é a propriedade mecânica principal do músculo em repouso. Devido a ela, se uma força tender a estirá-lo (alongar suas fibras), o músculo resistirá com uma força (ou tensão) crescente à medida que seu comprimento aumentar. Assim que a força exterior cessar de agir, ele retomará seu comprimento inicial. Mas, a propriedade fundamental do músculo é de poder exercer, durante a contração, uma força. Essa força, gerada pelo deslizamento dos filamentos, é exercida paralelamente à fibra muscular. A força exercida sobre um objeto por um músculo em contração é denominada tensão muscular, e a força exercida sobre um músculo pelo peso do objeto é denominada carga. Assim, a tensão e a carga são forças opostas. Para levantar um objeto, a tensão muscular deve ser

maior do que a carga. Uma das extremidades do músculo estando fixa, a força muscular (T) tende a trazer a extremidade livre contra aquela que está imobilizada. Se uma força exterior (C), de sentido oposto é aplicada na extremidade livre do músculo, três ocorrências são possíveis:

contração
isométrica

1. $T = C$. No caso de igualdade das duas forças, não há deslocamento do seu ponto de aplicação, situado na extremidade livre do músculo. Neste caso, quando um músculo exerce uma força sobre um objeto e não consegue movê-lo, conserva o mesmo comprimento e, praticamente, não realiza trabalho externo. A energia que normalmente seria despendida com o trabalho mecânico se dissipa como calor. Neste caso, diz-se que o músculo desenvolve uma tensão isométrica ou contração isométrica já que, em fisiologia, contração refere-se ao desenvolvimento de tensão no músculo, o que não implica, necessariamente, em encurtamento visível do mesmo.

O músculo permanece com seu comprimento de repouso, ou seja, os comprimentos das bandas A e I permanecem inalterados apesar de haver algum encurtamento interno dos componentes contráteis com uma correspondente extensão dos componentes elásticos. Na realidade, nenhuma ação muscular é perfeitamente isométrica. Mesmo sob as condições mais rígidas, os elementos contráteis se encurtam em aproximadamente 3% do seu comprimento, através do estiramento dos componentes elásticos.

A contração isométrica ocorre, por exemplo, pelo simples fato de termos que manter uma postura contra a força da gravidade. Ao segurarmos um copo numa posição estática, as miofibrilas encurtam e distendem os componentes elásticos mas não há modificação do comprimento total dos músculos.

contração
isotônica
concêntrica

2. $T > C$. A força muscular ultrapassa a força exterior e o músculo se contrai. O ponto de aplicação da força muscular promove um deslocamento no sentido da força muscular.

Pelo processo de encurtamento, um músculo pode levantar objetos ou movê-los contra uma força e, portanto, realizar um trabalho. Neste caso, diz-se que o músculo desenvolveu uma contração isotônica. As quantidades de oxigênio e de outros substratos consumidos pelo músculo são muito maiores quando o músculo realiza trabalho externo do que quando há uma simples contração, sem trabalho paralelo. A isto chama-se efeito "Fenn". Apesar da base química deste efeito não ser ainda conhecida, considera-se que, de algum modo, a contração de um mús-

culo contra uma carga faz aumentar a intensidade de desintegração de ATP em ADP. Isso possivelmente resulta do fato de que um número maior de locais reativos deve ser ativado para vencer a carga. Neste tipo de contração, o músculo converte energia em trabalho, as bandas A permanecem com um comprimento constante, as bandas I se encurtam e as bandas H se fecham, surgindo uma linha escura no lugar da zona H.

Apesar dos acontecimentos elétricos e químicos que ocorrem nas fibras musculares serem os mesmos (há ativação das miofibrilas), existem diferenças básicas entre as contrações isométrica e isotônica. Primeiro, a contração isométrica não requer que os filamentos de actina deslizem sobre os de miosina o que resulta no não encurtamento do músculo. Segundo, na contração isotônica uma carga é movida, o que envolve o fenômeno da inércia. Isto é, o peso ou outro tipo de objeto movido deve ser primeiro acelerado, e uma vez que tenha atingido uma velocidade, a carga tem um momento em que faz com que este movimento continue, mesmo após a parada da contração. Além disso, uma contração isotônica dura provavelmente mais do que uma contração isométrica de um mesmo músculo. Terceiro, a contração isotônica assegura a realização de trabalho externo.

Os músculos podem atuar tanto isométrica quanto isotonicamente. Contudo, a maior parte das contrações é de fato uma mistura das duas. Quando uma pessoa fica de pé, ela torna tensos os seus quadríceps para fixar os joelhos e manter rígidas as pernas. Isto é uma contração isométrica. Por outro lado, quando uma pessoa levanta um peso usando o bíceps, esta é principalmente uma contração isotônica. Finalmente, as contrações dos músculos das pernas durante a corrida são uma mistura isométrica e isotônica: isométrica para manter os membros firmes quando eles atingem o solo e isotônica principalmente para movê-los.

contração
isotônica
excêntrica

3. T < C. A força exterior sobrepõe a do músculo, alongando-o. O deslocamento se efetua no sentido da força exterior, resultando em estiramento do músculo. Para os fisiologistas, o estiramento é também considerado uma contração isotônica. Para diferenciá-lo da contração isotônica com encurtamento do músculo, diz-se que esta é uma contração concêntrica, e aquela com estiramento, uma contração excêntrica.

Quando um músculo se estende, as bandas A permanecem com um comprimento constante, as bandas I aumentam, os filamentos de actina são mobilizados para fora das bandas A e as bandas H tornam-se mais longas com a mesma magnitude do acréscimo de comprimento das

bandas I. Um músculo pode resistir a um estiramento com uma força maior do que ele desenvolve numa contração isométrica.

A contração isotônica excêntrica pode ser assim exemplificada: quando leva-se um copo com água, da mesa até a boca, desenvolve-se contração isotônica concêntrica, pois os músculos devem desenvolver tensão para superar a carga compreendida pelo peso do antebraço e do copo com água e a própria resistência da força da gravidade para levar o copo até a boca. Quando o copo for recolocado sobre a mesa, desenvolve-se contração isotônica excêntrica do bíceps braquial que, embora contraindo-se, é superado pela resistência da gravidade e do copo. Na realidade, a contração muscular não seria fundamental neste caso pois a própria força da gravidade iria estender a articulação do cotovelo e abaixaria o copo, embora com conseqüências provavelmente desastrosas.

TRABALHO MUSCULAR

A partir do anteriormente exposto, pode-se remeter à noção de trabalho muscular. Sob o ponto de vista físico, o músculo só efetua um trabalho na segunda modalidade de contração. No primeiro caso, nenhum trabalho é realizado sob o ponto de vista físico, porque não há deslocamento. No terceiro caso, o trabalho é efetuado pela força exterior.

No entanto admite-se, na fisiologia, que o músculo trabalha nos três casos: fala-se de trabalho dinâmico ativo (ou positivo) quando o músculo reduz seu comprimento como na contração isotônica, concêntrica, de trabalho dinâmico resistente (ou negativo) quando, apesar de seu estado de contração, o músculo se alonga e, enfim, de trabalho estático para a contração isométrica. Se bem que esta terminologia seja inadequada sob o ponto de vista do físico, ela corresponde a uma realidade fisiológica: nos três casos, a fibra muscular é ativada e é a origem de fenômenos elétricos, térmicos e químicos.

Segundo Grandjean (1981), o trabalho muscular pode ser assim esquematizado:

- trabalho dinâmico (rítmico), uma vez caracterizada uma alternância rítmica da contração e extensão, tensão e relaxamento do músculo;
- trabalho estático (postural), em contraste com o dinâmico, e caracterizado por um estado prolongado de tensão dos músculos, o que geralmente implica em manutenção de postura.

Com relação ao trabalho estático, Grandjean lembra o caso de um magneto que tem um consumo energético fixado enquanto suportando um peso, mas não aparece como realizando um trabalho útil. Grandjean

também diferencia trabalho estático e dinâmico, conforme a *Figura 14* que mostra a relação entre o tipo de trabalho muscular realizado e o suprimento de sangue para o músculo.

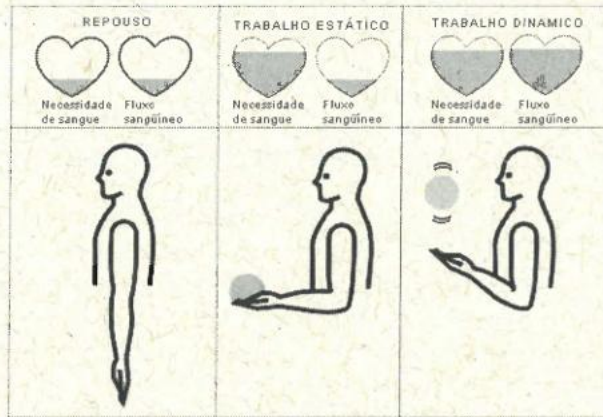


Figura 14
Relação entre
suprimento
sanguíneo e
trabalho muscular
(Grandjean, 1981)

trabalho
dinâmico

Durante o trabalho dinâmico (quando andando, por exemplo), o músculo funciona como uma bomba no sistema circulatório. A compressão empurra o sangue para fora do músculo e o relaxamento promove a renovação do sangue. Isto significa que a necessidade do sangue é maior que em repouso. De fato, o músculo pode receber entre 10 e 20 vezes mais sangue do que quando em repouso, acarretando em maior suprimento de oxigênio, glicose etc. e, também, em maior remoção dos detritos. Em contrapartida, um músculo desempenhando trabalho estático, pesado, não recebe o suprimento necessário tornando-se dependente de suas reservas e ficando ainda mais em desvantagem, uma vez que não consegue se livrar dos dejetos que levam à dor e fadiga muscular. Neste tipo de trabalho, as veias são comprimidas pela pressão interna do tecido muscular e, assim, o sangue não passa pelo músculo. Por esta razão, o trabalho estático, ao contrário do dinâmico, não pode ser mantido por longo tempo. A *Figura 15* mostra o fluxo sanguíneo para o músculo durante trabalho muscular dinâmico e estático. As curvas mostram a variação da tensão muscular e pressão interna. O trabalho dinâmico atua como uma bomba garantindo o fluxo sanguíneo no músculo enquanto que o trabalho estático obstrui o fluxo sanguíneo no músculo.

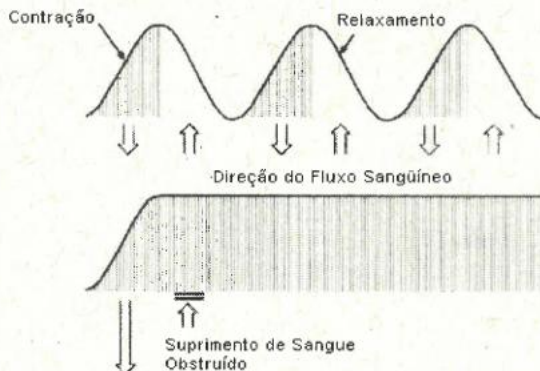


Figura 15 Fluxo sanguíneo para o músculo durante trabalho dinâmico (curva superior) e estático (curva inferior) (Grandjean, 1981)

trabalho estático

O esforço estático acarreta em fadiga dos músculos envolvidos podendo gerar dores intoleráveis. Se a sobrecarga estática ocorre constantemente durante longo tempo, pode causar doenças permanentes nos membros envolvidos acometendo não só os músculos mas também as articulações, tendões e demais tecidos. Os trabalhos estáticos contínuos e pesados, levados por muitos anos podem gerar até deterioração das articulações, ligamentos e tendões. Como já foi dito, não existe uma linha divisória do trabalho estático e dinâmico e geralmente uma atividade é parcialmente estática e dinâmica.

Em termos gerais, Grandjean (1981) considera trabalho estático quando:

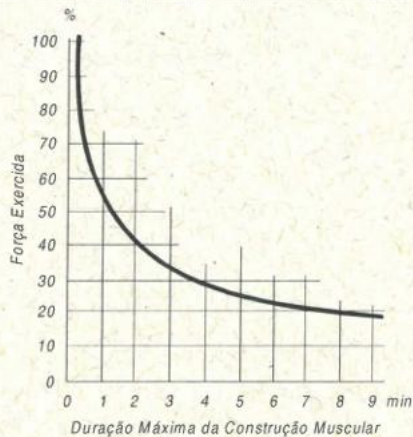
- um esforço excessivo é mantido por 10 segundos ou mais;
- um esforço moderado persiste por 1 minuto ou mais;
- um esforço leve ($\pm 1/3$ da força máxima) perdura por mais de 4 minutos.

Comparando-se o trabalho estático e dinâmico verifica-se que, no primeiro caso, ocorrerá aumento de consumo energético, dos batimentos cardíacos, e necessidade de períodos mais longos de repouso. Obviamente, a fadiga muscular no trabalho estático será mais rápida quanto maior for o esforço. Isto pode ser expresso numa relação entre a duração máxima da contração muscular e a força exercida, o que foi sistematicamente estudado por Monod (1956¹) e Rohmert (1960²) (apud Grandjean, 1981). Eles determinaram a força máxima exercida e relacionaram a duração da contração muscular com diferentes percentuais da força máxima. A Figura 16 mostra o gráfico dos resultados obtidos por Monod e Rohmert no estudo de quatro músculos.

¹ MONOD, H. (1956) *Contributions à l'étude du travail statique*. Thèse, Faculté de Medicine, Paris.

² ROHMERT, W. (1960) *Die Grundlagen der Beurteilung statischer Arbeit*. *Forschungsberrichte des Landes Nordrhein-Westfalen*, n. 938. Köln and Opladen: Westdeutscher Verlag.

Figura 16
Duração máxima
de esforço
muscular estático
em relação a
força exercida
(Monod, 1956¹
apud Grandjean,
1981)



Rohmert (1960³, apud Grandjean, 1981) obteve resultados de 21 mulheres e homens em 12 operações e demonstrou que o período máximo de retenção é independente da máxima força possível de um grupo de músculos. Ele encontrou os seguintes períodos máximos de retenção:

- a 100% da força máxima: 0.1 min;
- a 75% da força máxima: 0.35 min;
- a 50% da força máxima: 1.0 min;
- a 25% da força máxima: 3.4 min.

MÁXIMO APROVEITA- MENTO DA EFICIÊNCIA

Os músculos voluntários do corpo estabilizam as articulações mantendo as posturas desejadas, movem os segmentos corporais em torno das articulações para promover movimento e locomoção e imprimem força aos objetos permitindo o domínio de controles e ferramentas. Os dados fisiológicos da capacidade muscular constituem uma base importante para determinação da "economia" de trabalho e avaliação da carga física, critérios fundamentais para o estudo ergonômico que visa assegurar a saúde e o conforto do trabalhador.

Apesar da existência de técnicas modernas para avaliação da carga física em situação de trabalho, a maior parte dos dados biomecânicos existentes foi colhida em laboratório, com poucos indivíduos, não podendo espelhar toda a variabilidade das capacidades da população trabalhadora. No entanto, estas pesquisas representam um embasamento para a elaboração de parâmetros projetuais para que não seja exigida, de nenhum trabalhador, a sua máxima capacidade física. Os ní-

³ ROHMERT, W. (1960) Die Grundlagen der Beurteilung statischer Arbeit. Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen, N. 938. Köln and Opladen: Westdeutscher Verlag.

veis de operação, para serem confortáveis e eficientes, devem ser reduzidos o suficiente para que o trabalho não seja executado no limite (ou próximo dele) da capacidade física a fim de se evitar fadiga precoce ou até mesmo danos sérios à saúde do trabalhador. Além disso, muitos fatores biológicos, psicológicos, ambientais e ocupacionais, afetam a capacidade muscular e estes dados, quer na concepção de produtos quer na de espaços de trabalho, devem ser considerados para que o homem seja capaz de exercer todo seu potencial sem colocar em risco sua saúde e conforto.

posturas que prejudicam uma dada ação

Algumas posturas, aquelas “não naturais”, devem ser evitadas para melhorar a eficiência e minimizar a fadiga. Por exemplo, os trabalhos que requerem uma curvatura do tronco e da cabeça para os lados, devem ser evitados pois são muito mais perigosos do que aqueles que solicitam uma curvatura do corpo para a frente.

Deve-se evitar posturas que solicitem a manutenção do braço estendido para cima ou para os lados pois estas posturas levam não só à fadiga precoce como também reduzem a precisão de operação pelas mãos e braços.

As posturas estáticas não devem ser mantidas por muito tempo e é sempre conveniente que os postos de trabalho sejam concebidos de forma que o operador possa atuar tanto na posição em pé como sentada para alternar o comprometimento das massas musculares.

posturas que facilitam uma dada ação

Os movimentos com os braços devem ser opostos ou simétricos pois o movimento de um só membro gera carga estática sobre os músculos do tronco. Além disso, os movimentos simétricos facilitam o controle neural da operação.

Quando um exercício exige esforço considerável, os movimentos necessários para realizá-lo devem ser de tal forma organizados, para que os músculos envolvidos tenham condições propícias para o exercício de força. Quando, por exemplo, um trabalho requer que se segure um objeto estaticamente, uma determinada postura deve ser assumida para que os músculos mais poderosos auxiliem. É a maneira mais fácil e rápida dos músculos suportarem o objeto utilizando, cada um deles, apenas uma baixa percentagem da sua força máxima (15%).

Como o músculo é mais poderoso no começo da contração, é interessante que a atividade seja efetuada com uma postura onde o músculo esteja com seu comprimento de relaxamento. Numa situação de trabalho, nem sempre isto é possível e as exceções são tantas que esta regra vale mais na teoria do que na prática. No entanto, é muito importante se

ter em mente que um trabalho é muito mais eficiente quão mais músculos contribuem para realizá-lo.

força máxima A força máxima que um músculo, ou um grupo de músculos pode desenvolver vai depender de muitos fatores, tais como idade, sexo, constituição física, estado de treinamento físico e motivação individual. Segundo Hettinger (1970⁴, *apud* Grandjean, 1981), o máximo de força muscular, tanto para homens quanto para mulheres é alcançado entre as idades de 25 e 35 anos, sendo que na faixa de 50 a 60 anos os músculos produzem apenas 75 a 85% da força máxima que alcançavam quando mais jovens (*Figura 17*).

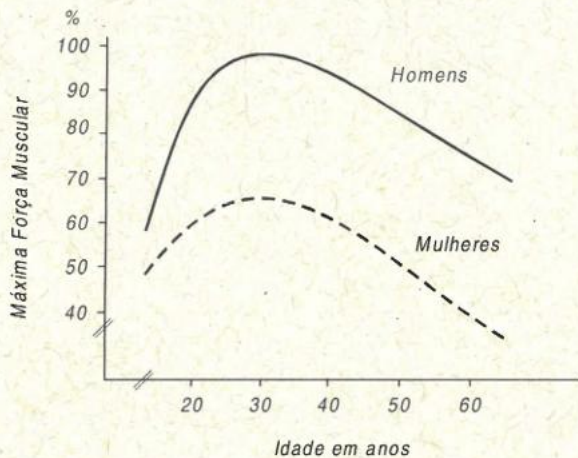


Figura 17
Relação da força muscular com idade e sexo (Grandjean, 1981)

Outros estudos concluíram que a força máxima da mulher está em torno de 2/3 da força máxima do homem. Hettinger (1970⁴, *apud* Grandjean, 1981) estudou a força máxima desenvolvida por homens e mulheres usando três grupos musculares chegando as conclusões conforme exposto na *Tabela 1*.

Tabela 1 Estudos de força máxima desenvolvidos por Hettinger (Grandjean, 1981)

Funções	Força máxima homens (N)	s	Força máxima mulheres (N)	s
aperto de mão	46	12	28	7
chute (com joelho flexionado a 90°)	40	6	32	5
extendendo as costas	109	16	74	16

s = desvio padrão de cada valor

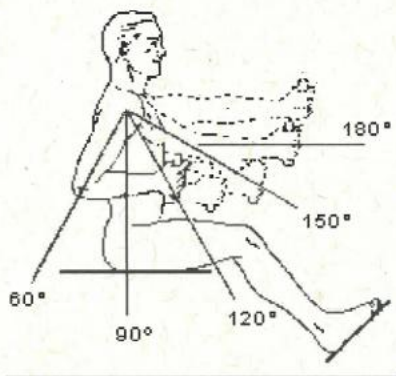
⁴ HETTINGER, Th. (1970) *Angewandte Ergonomie*. Frenchen BRD: Bartmann-Verlag.

força manual exercida com o sujeito sentado

As posturas também influenciam a capacidade muscular. Caldwell (1959⁵, *apud* Grandjean, 1981) desenvolveu alguns estudos com sujeitos sentados com as costas apoiadas e chegou a algumas conclusões sobre força manual:

- a mão tem mais força quando em pronação (18N) do que quando em supinação (11N);
- a força de rotação é maior quando a mão está 30 cm à frente do eixo do corpo;
- a força manual é maior quando puxando para baixo (37N) do que quando puxando para cima (16N);
- a mão tem mais força no sentido de empurrar (60N) do que no de puxar (36N);
- a força de empurrar é maior quando a pega está 50cm à frente do eixo do corpo;
- a força de puxar é maior quando a pega está a uma distância de 70cm à frente do corpo.

Figura 18 A maior força de tração é obtida quando o braço está a 150°. A maior força de compressão é obtida quando o braço e antebraço estão a 180° (Hunsicker, 1955⁶ *apud* Damon *et al.*, 1981)



Hunsicker (1955⁶ *apud* Damon *et al.*, 1966) desenvolveu estudos de força (com o sujeito sentado com as costas e os pés apoiados) com braço em ângulos de 60°, 90°, 120°, 150° e 180°. Considerando a média, 5° e 95° percentis, a maior força de tração do membro direito é obtida quando o braço está a 150°, estando o antebraço paralelo ao solo e com um punho vertical de acionamento de força exatamente em frente

⁵ CALDWELL, L. S. (1959) *The effect of the special position of a control on the strength of six linear hand movements*. U.S. Army Medical Research Laboratory, Fort Knox, Kentucky, Report N. 411.

⁶ HUNSICKER, P. A. (1955) *Arm strength at selected degrees of elbow flexion*, WADC technical report 54-548, Aero Medical Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.

ao ombro. A maior força de compressão é obtida quando o braço e antebraço estão a 180° (paralelos ao solo) estando o punho vertical de acionamento de força exatamente em frente ao ombro (*Figura 18*).

força manual exercida com o sujeito de pé

Em situação de trabalho em pé, Rohmert (1966⁷ *apud* Grandjean, 1981) chegou a algumas conclusões:

- nas mais diversas posições de braço, a força de compressão é maior que a de tração;
- as forças de compressão e tração são maiores no plano vertical e menores no plano horizontal;
- as forças de tração e compressão são equiparáveis se os braços estão suspensos tanto na posição lateral quanto na posição frontal;
- a força máxima de compressão no plano horizontal está entre 16 e 17kg (homens) e entre 8 e 9kg (mulheres).

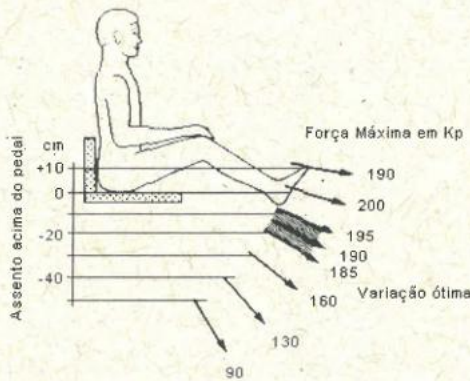


Figura 19
Estudo de Müller sobre força máxima de compressão com membro inferior (Grandjean, 1981)

força dos membros inferiores

Müller (1936⁸ *apud* Grandjean, 1981) desenvolveu estudos sobre força de compressão com relação a diversas disposições de pedal concluindo que a força máxima é obtida com o sujeito sentado formando um ângulo entre o ponto H, joelho e tornozelo em torno de 140° - 160° . Concluiu, também, que a distância entre a altura do assento e do pedal deve ser a menor possível. De acordo com os experimentos, a maior força é obtida quando o ângulo entre o ponto H, o joelho e o tornozelo é de 142° estando o pedal inclinado a 81° e com o ponto de aplicação de força na mesma altura do assento (*Figura 19*). Mais tarde, Rohmert

⁷ ROHMERT, W. (1966) Maximalkräfte von Männern im Bewegungsraum der Arme und Beine. *Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen*, n. 1616. Köln and Opladen: Westdeutscher Verlag.

⁸ MÜLLER, E. A. (1936) Die günstigste Anordnung im Sitzen betätigter Fusshebel. *Arbeitsphysiol.* 9, 125-137.

e Hettinger (1963⁹, *apud* Grandjean, 1981), testando 60 estudantes, obtiveram valores absolutos menores para compressão de pedal embora tenham confirmado a relação entre a posição do pedal e a força máxima de compressão. Rohmert e Jenik (1972¹⁰, *apud* Grandjean, 1981) aplicaram os mesmos testes em 10 mulheres. Em condições ideais, a força máxima de compressão variou entre 90 e 100 kg mas a relação entre a altura do assento e a angulação do joelho guardou as mesmas proporções encontradas nos homens.

AVALIAÇÃO DO TRABALHO MUSCULAR

Durante trabalho, quer estático quer dinâmico, o aumento do consumo energético que acarreta alterações dos batimentos cardíacos e da respiração para reposição de O₂ e nutrientes no sangue, pode ser utilizado para avaliação do esforço. Estas alterações no metabolismo representam o trabalho realizado pela musculatura quer em condições isométricas ou isotônicas e, desta forma, a avaliação do trabalho será mais completa se puder ser feita, também, a medição da atividade muscular como um todo ou, pelo menos, de uma grande massa muscular. Isto é possível, principalmente, nos trabalhos leves, onde ocorre uma atividade muscular moderada com envolvimento de poucos grupos musculares ou até mesmo quando um único músculo está envolvido. Desta forma, quando se quer determinar o esforço despendido em trabalhos leves realizados por uma pequena cadeia muscular, o recurso da eletromiografia pode ser utilizado para reforçar a avaliação fisiológica.

Técnicas de eletromiografia

Basicamente, existem duas técnicas de eletromiografia: a eletromiografia elementar e a eletromiografia global.

Eletromiografia elementar

Utiliza-se, geralmente, um eletrodo coaxial que se constitui de um fio metálico isolado, passado numa agulha que é colocada no músculo na sua parte medial. Como os potenciais de ação geram correntes elétricas, registra-se a diferença de potencial entre o corpo da agulha e a extremidade do fio metálico após amplificação da voltagem. Esta técnica, utilizada pela medicina para alguns exames específicos, visa o estudo isolado das unidades motoras e, eventualmente, das fibras musculares. É uma técnica invasiva, produz dor, e exige especialistas para sua aplicação pois tem um certo risco de infecção devendo ser aplicada sob condições especiais. Mesmo que estas dificuldades pudessem ser superadas, o estudo de unidades motoras isoladas não é de interesse

⁹ ROHMERT, W.; HETTINGER, Th. (1963) Körperkräfte im Bewegungsraum. *RKW-Schriftenreihe Arbeitsphysiologie*. Berlin/Köln/Frankfurt/M: Beuth-Vertrieb.

¹⁰ ROHMERT, W.; JENIK, P. (1972) Maximalkräfte von Frauen im Bewegungsraum der Arme und Beine. *Schriftenreihe "Arbeitswissenschaft und Praxis"*. Berlin, Köln and Frankfurt/M: Beuth-Vertrieb.

da ergonomia, pois não permite concluir o esforço total despendido por um músculo.

Eletromiografia global

Utiliza-se para obtenção da atividade elétrica global do músculo. Neste caso, empregam-se dois eletrodos de superfície de 1cm^2 , que são fixados à pele, distanciados alguns centímetros um do outro. O registro obtido pelos dois eletrodos representa a atividade das unidades motoras do músculo subjacentes aos eletrodos e, principalmente, daqueles onde se fixam os eletrodos. Por ser uma técnica não invasiva, sem riscos para o usuário, e que permite o estudo da atividade muscular como um todo, é a técnica mais utilizada pelos ergonomistas.

Apesar de não captar as voltagens de correntes elétricas diretamente no músculo (como no caso de eletromiografia elementar), a eletromiografia global é possível pois cada vez que um potencial de ação passa ao longo de uma fibra muscular, pequena porção das correntes elétricas se difunde do músculo até a pele. Se muitas fibras musculares se contraem simultaneamente, os potenciais elétricos somados são maiores e, colocando-se os eletrodos na pele que envolve o músculo em observação, pode-se obter o registro elétrico do músculo estimulado. Como as voltagens da atividade muscular estão na faixa de 0,2 milivolts (mV), muito fraca para registro, os sinais precisam ser amplificados até 1000 vezes, antes de serem captados por um osciloscópio ou gravados por um registrador.

Os equipamentos de eletromiografia podem ser compostos por um amplificador operacional ou um amplificador diferencial. O primeiro trabalha com apenas dois eletrodos sendo, portanto, menos oneroso que o diferencial, tornando-se, assim, mais econômico, principalmente quando um grande número de leituras precisam ser efetuadas. No entanto, seja qual for o amplificador operacional, devido aos níveis de amplificação exigidos pela eletromiografia, ele produz sinais com ruído (interferência) frequentemente difíceis de interpretar. Devido também à aleatoriedade destes ruídos, o sistema com dois eletrodos dificulta a repetição de resultados.

Quando em trabalhos de campo se requer simplicidade de operação e não se deseja os sinais com ruídos aleatórios, os equipamentos compostos por amplificadores diferenciais são, em definitivo, os mais indicados. Um amplificador diferencial utiliza três eletrodos: um de referência (colocado sobre a pele em qualquer parte do corpo para funcionar como "terra") e dois ativos (colocados sobre a pele do músculo em evidência, com uma distância de alguns centímetros entre si). Ele amplifica apenas a diferença entre os dois eletrodos ativos

baseado na diferença de potencial entre cada um deles e o de referência. Como qualquer interferência externa irá produzir alterações idênticas nos potenciais dos três eletrodos, o sinal no mostrador será sempre real e livre de interferência. Esta "rejeição de modo comum", característica do amplificador diferencial é o que torna o uso deste tipo de amplificador imperativo em equipamentos sujeitos a interferência elétrica proveniente de lâmpadas fluorescentes, transmissores de rádio etc.

Os registros de eletromiograma, tanto elementar quanto global, podem ser efetivados, após amplificação, por quaisquer registradores equipados com amplificadores modulares e conectores.

Tanto o eletromiograma elementar quanto o global são técnicas não integradas, ou seja, apontam a variação de amplitude e frequência. A técnica mais direta e fácil de analisar é a que se utiliza do eletromiograma integrado. Este sistema compõe-se de três eletrodos e um amplificador diferencial de sinais com circuitos que gravam o somatório de potenciais de ação que ocorrem em um intervalo de tempo. O gravador de sinais integrados tem memória de trabalho para até 24 horas. Ele é miniaturizado, o que permite que o sujeito em observação possa trabalhar sem constrangimentos, com os eletrodos sobre a pele e o gravador de sinais preso ao cinto. A avaliação dos dados é fácil pois representa a atividade de todas as fibras em contração em dado instante o que, em função da "lei de tudo ou nada", significa o esforço despendido pelo músculo em dado instante.

No entanto, devido suas características, o EMG integrado requer registradores que trabalhem com velocidades menores que 1cm/s para se ter a leitura da amplitude de sinais dentro da unidade de tempo. O registro do EMG integrado representa a força muscular (em volts) e o tempo, o que significa a mesma relação força-tempo adotada pelos fisiologistas para quantificação do trabalho estático.

A interpretação do eletromiograma do trabalho dinâmico já é mais complexa. O registro que se obtém não se restringe apenas à relação força-tempo mas é o resultado de uma série de fatores tais como força e velocidade de contração, a própria tensão muscular, dependendo também do tipo de contração (se excêntrica ou concêntrica).

A leitura em volts no eletromiograma nunca é qualitativa mas sim, quantitativa, porque a captação da voltagem no músculo vai depender do posicionamento do eletrodo, da própria atividade muscular, do tipo de músculo, da qualidade do material entre o músculo e o eletrodo (tecido adiposo, tipo de pelo etc.). Além disso, a eletromiografia tam-

bém sofre influência da idade. Estudos realizados em pessoas idosas revelam uma diminuição da amplitude dos potenciais da unidade motora. Acredita-se que se trata do resultado de uma diminuição do número e do tamanho da fibra muscular, de um atraso na transmissão da placa motora ou da resposta da fibra muscular, e uma diminuição da amplitude das contrações refletindo uma incapacidade das fibras em manter uma tensão contínua. Por isso, medições comparativas entre duas pessoas não são possíveis. Pode-se obter mesmas voltagens para duas pessoas distintas, mas isso não garante que a força muscular destas duas pessoas foi a mesma. Até mesmo em uma mesma pessoa, duas medições em mesmo músculo podem resultar em voltagens diferentes devido, até mesmo, à posição do eletrodo.

O Capítulo 2.1.1, a seguir, comenta sobre a avaliação de sinais de eletromiografia global.

- REFERÊNCIAS** DAMON, A.; STOUT, H. W.; McFARLAND, R. A. (1966) *The human body in equipment design*. Cambridge: Harvard University Press. 355 p.
- GRANDJEAN, E. (1981) *Fitting the task to the man*. London: Taylor & Francis, p. 1a 6, 167 a 170.
- GUYTON, A. C. (1973) *Tratado de fisiologia médica*. 4ª edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 975 p.
- NETTER, F. H. (1971) Heart. Volume 5. In: YONKMAN, Frederick F. (Ed.) *The CIBA collection of medical illustrations*. New York: CIBA.
- PASSMORE, R.; ROBSON, J. S. (1973) *O companheiro do estudante de medicina*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

2 1 1

Análise de Sinais Eletromiográficos

Jefferson Loss

Para uma interpretação objetiva do sinal de EMG, é imprescindível uma análise quantitativa, podendo-se distinguir três características fundamentais na curva de EMG: duração, amplitude e frequência. Apresenta-se, a seguir, uma pequena abordagem do significado de cada uma.

A duração da atividade EMG corresponde ao período de ativação do músculo estudado. A amplitude expressa o nível de atividade do sinal, e varia com a quantidade de atividade elétrica detectada no músculo, fornecendo informação sobre a intensidade de ativação muscular. Valor RMS (Root Median Square - raiz quadrática média), valor médio, valor de pico, valor pico a pico, são formas de avaliar a amplitude do sinal, que serão vistas em detalhes mais adiante. A frequência pode ser entendida como a taxa de excitação da célula muscular. A distribuição das frequências do sinal de EMG deve-se a um conjunto amplo de fatores: composição do músculo, as características do potencial de ação das fibras musculares ativas, os processos de coordenação intramuscular, as propriedades dos eletrodos e o local onde são colocados no músculo.

Pode-se dizer que o tratamento do sinal inicia-se, indiretamente, no momento da colocação dos eletrodos, uma vez que a limpeza da pele, a quantidade e temperatura do gel condutor, a posição dos eletrodos, entre outros, são fatores decisivos no nível e na pureza do sinal mioelétrico que será captado. Neste trabalho, por uma questão didática, o sinal será analisado ao longo do esquema apresentado na *Figura 1*, ou seja: amplificação, filtragem em nível de *hardware*, conversão analógica/digital e por fim, o tratamento por *software*.

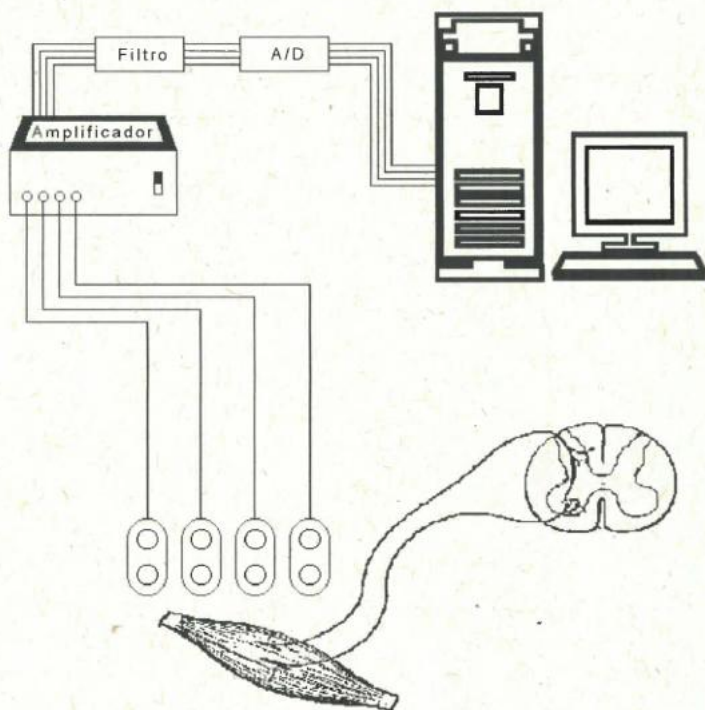


Figura 1
Representação
esquemática do
sistema de coleta e
análise do sinal de
EMG

Amplificação do sinal

Há basicamente duas técnicas para recolher o sinal de EMG: monopolar e bipolar. Na configuração monopolar apenas um eletrodo é colocado na pele por cima do músculo a investigar. Este eletrodo detecta o potencial elétrico relativamente a um eletrodo de referência colocado num local onde não é afetado pela atividade elétrica gerada pelo músculo a ser estudado. Na configuração bipolar são usados dois eletrodos em cada músculo, que também captam o sinal em relação a um eletrodo de referência colocado em um ponto neutro. O corpo humano funciona como uma boa antena para captar e conduzir energia eletromagnética. Desta forma, todo e qualquer ruído (sinal eletromagnético) proveniente de aparelhagens vizinhas como motores, lâmpadas fluorescentes ou ainda ondas de rádio, tendem a penetrar em todos eletrodos com a mesma magnitude. Tal situação sugere o uso de amplificadores diferenciais, que se caracterizam por utilizarem dois pontos de captação do sinal (configuração bipolar), e subtrair o valor do sinal entre os dois eletrodos. Sendo assim, um mesmo ruído, presente em ambos os eletrodos, “desapareceria” após a subtração dos sinais (*Figura 2*). Um amplificador diferencial ideal seria, desta forma, insensível ao ruído, e amplificaria apenas o sinal mioelétrico. No entanto, em condições reais, isto não acontece exatamente assim. Primeiro porque, o ruído que

chega até os eletrodos (entradas do amplificador diferencial) não possui necessariamente mesma magnitude. Além disso, porque os amplificadores diferenciais, devido a limitações tecnológicas, não subtraem perfeitamente o sinal entre as duas entradas. A medida do sucesso dessa subtração é dada pelo fator de rejeição do modo comum ("Common Mode Rejection Ratio" - CMRR). A medida desta capacidade é adimensional e expressa em decibéis (dB). O valor do CMRR dos amplificadores diferenciais utilizados em EMG é da ordem de 80 a 100 dB (ou seja, o ruído comum deverá ser atenuado de 10.000 a 100.000 vezes).

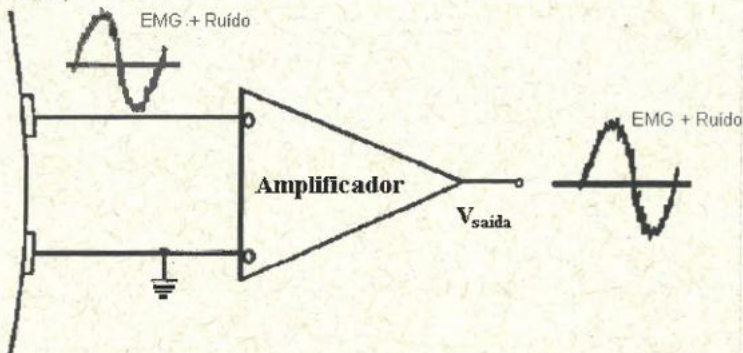


Figura 2 Esquema do amplificador não diferencial

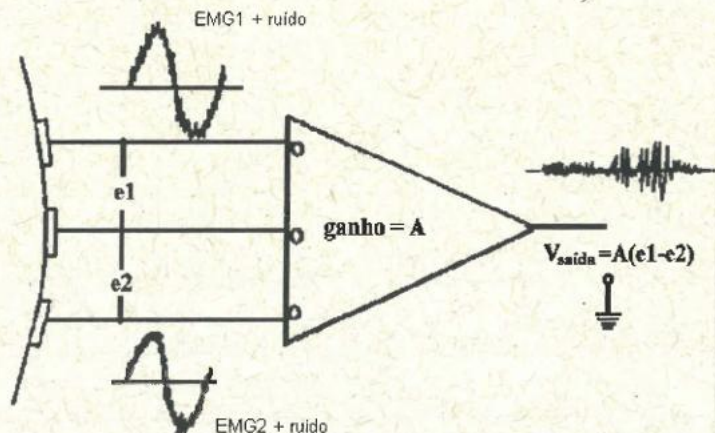


Figura 2b Esquema do amplificador diferencial representando a rejeição do sinal comum

Outro fator importante, referente ao amplificador, é o ganho. O ganho de um amplificador é definido como a razão entre a voltagem que entra e aquela que sai. O ganho escolhido deve atender às características da experiência, dos músculos estudados, do tipo de eletrodo e da utilização futura do sinal amplificado: registrador de papel, registro em fita magnética, osciloscópio ou microcomputador. Considerando que o sinal de EMG (de superfície) apresenta na contração voluntária máxima

uma amplitude que não excede os 5mV pico a pico, o ganho utilizado deve ser ajustável entre 10 e 1000 vezes. Deve-se tomar cuidado para que o ganho escolhido não exceda a voltagem esperada em nenhuma etapa do sistema, sob risco de perda de parte da informação (*Figura 3*), ou danos ao próprio sistema.

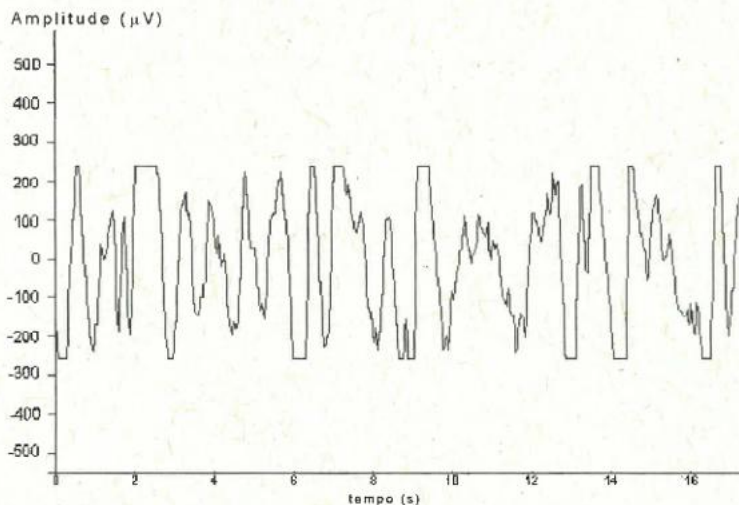


Figura 3 Sinal EMG saturado devido a excesso de ganho no amplificador

FILTRAGEM DO SINAL (POR HARDWARE)

Menciona-se aqui, algumas formas de filtrar o sinal em nível de hardware. A filtragem por *hardware* pode ser feita dentro da etapa de amplificação. Por uma questão de clareza e simplicidade será apresentado aqui como uma etapa distinta. Mais adiante serão apresentadas formas de filtragem do sinal por *software*.

Ao se medir sinais de EMG com eletrodos de superfície, há um conjunto de interferências de diversas fontes que podem se misturar ao sinal miolétrico. Cada uma destas interferências tem características próprias que é necessário conhecer para a sua eliminação, seja na fase de medição, ou na fase de processamento. O sinal de EMG (de superfície), como uma soma de ondas de várias frequências, tem a sua informação útil localizada numa banda de frequências determinada, reduzida pelo efeito de "filtro dos tecidos" que se interpõem entre as fibras ativas e a superfície de detecção. A banda passante de um filtro corresponde aos valores de frequência situados entre o filtro de corte de baixas frequências (passa-alta) e o filtro de corte de frequências altas (passa-baixa). Pode também ser usado filtro excludor de frequências específicas (*not-filter*).

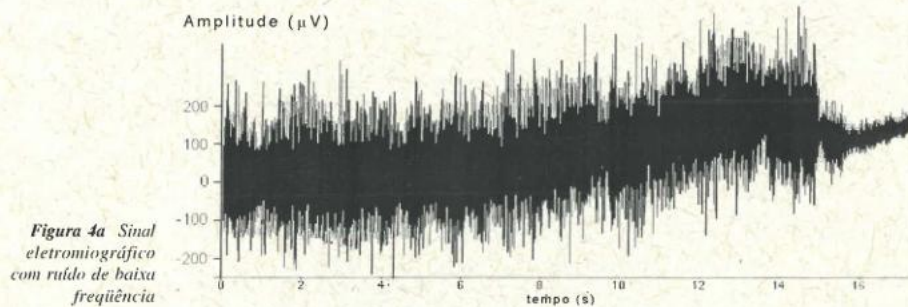


Figura 4a Sinal eletromiográfico com ruído de baixa frequência

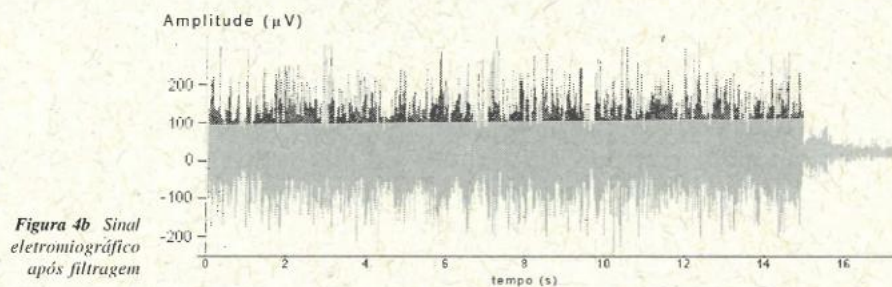


Figura 4b Sinal eletromiográfico após filtragem

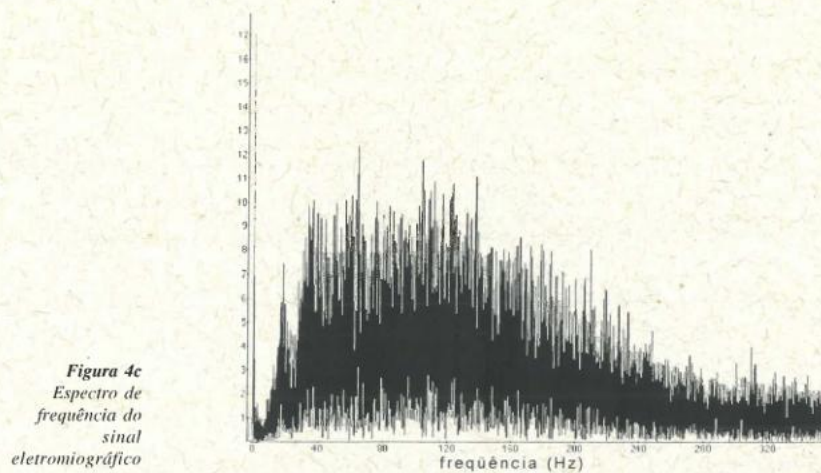
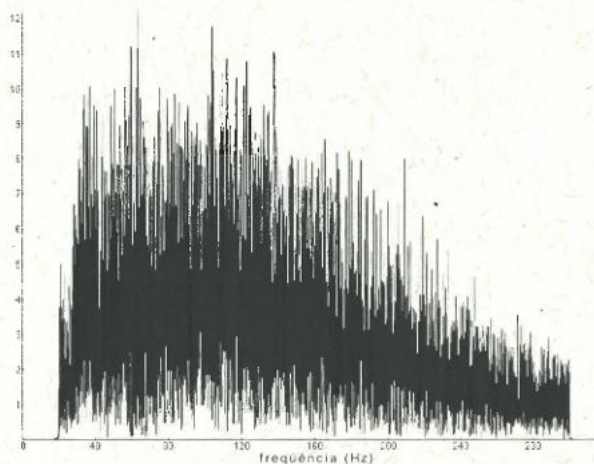


Figura 4c Espectro de frequência do sinal eletromiográfico

Figura 4d
Espectro de
frequência do
sinal
eletromiográfico
após filtragem



Quando se estabelece contato entre dois materiais de propriedades elétricas diferentes, gera-se um equilíbrio nesta junção que ocasiona um potencial de polarização. Qualquer pequeno movimento entre o eletrodo e a pele produz uma corrente alternada que induz ruído no sinal EMG. Como estes ruídos são interferências de baixa frequência, não excedendo os 10-15Hz, é possível remover a maior parte com um filtro que corte as frequências do sinal abaixo destes valores (*Figura 4*).

Em relação à frequência de corte superior, alguns pesquisadores referem que a energia mais significativa vai até os 1000Hz, havendo outros que defendem que, na atividade muscular grosseira, a energia acima dos 250Hz é negligenciável.

Outros tipos de interferências elétricas a evitar são as originadas em campos eletromagnéticos provenientes de equipamentos elétricos vizinhos, os quais produzem um ruído característico, conhecido como ruído de 60Hz. Pela sua natureza cíclica estas interferências são facilmente detectáveis mas difíceis de eliminar por filtragem, já que a sua frequência característica cai precisamente numa parte do espectro em que o sinal mioelétrico é bastante rico. Desta forma utilizar um *not-filter* não seria a opção mais adequada pois parte da energia do sinal seria também bloqueada pelo filtro.

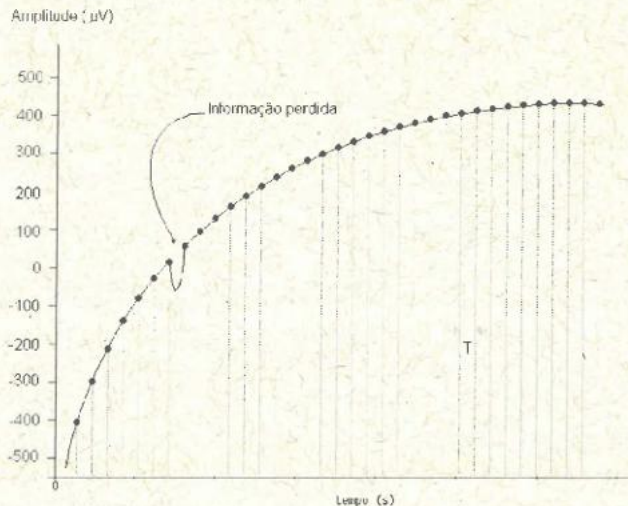
Em síntese, a banda passante aconselhada para a filtragem do sinal de EMG situa-se entre os 10 e os 1000Hz.

**Conversão
Analógica/
Digital**

Com a evolução dos métodos de processamento digital, tornou-se necessária, para que os dados sejam lidos pelo microcomputador, a transformação do sinal mioelétrico, que é contínuo, em sinal discreto. A transformação de sinais contínuos em discretos é realizada por digitalização. Esta operação é executada por meio de uma placa de conversão analógico digital. A digitalização consiste na representação de um sinal contínuo por uma seqüência de amostras instantâneas, recolhidas em espaços de tempo pré-fixados (frequência de amostragem). Cada amostra traduz a amplitude do sinal contínuo no instante da amostragem. A seqüência de amostras constitui um sinal discreto no tempo que pode ser armazenado, reproduzido e processado de forma digital (Figura 5).

Para que o processo de amostragem não conduza a perda de informação (Figura 5), é necessário que a frequência de amostragem seja, pelo menos, 2,4 vezes superior à máxima frequência presente no sinal (Teorema de Nyquist). O registro eletromiográfico caracteriza-se normalmente, por uma frequência máxima de 300/500Hz. A taxa de amostragem deverá ser de pelo menos 720Hz. A opção de uma taxa de amostragem de 1000Hz, garante uma margem de segurança adequada, quando se trata de analisar atividades musculares grosseiras. Para situações mais abrangentes é aconselhável trabalhar com uma taxa de amostragem na ordem de 3000Hz.

Figura 5 Sinal original e seqüência de amostras do sinal digitalizado (T =período de amostragem)

**TRATAMENTO
POR
SOFTWARE**

A análise meramente qualitativa do sinal EMG é insuficiente para as diversas utilizações experimentais que o EMG hoje em dia preenche. No sentido de conseguir a sua tradução num sinal mensurável e dele se

retirar o máximo de informação, a curva de EMG é sujeita a diferentes e sucessivas transformações. Dois tipos de processamento são normalmente utilizados na investigação: processamento no domínio temporal, quando se está interessado na análise da amplitude do EMG com base no tempo, e processamento no domínio da frequência.

Processamento no domínio temporal

Para o processamento do EMG com base no tempo, utiliza-se um conjunto de processos de transformação de curva que visam caracterizar e medir a intensidade do sinal durante o tempo de contração. Tendo aplicações cinesiológicas diversas, o processamento do EMG no domínio temporal é muito utilizado em áreas como a coordenação neuro-muscular, o controle motor, a relação EMG/Força ou a participação muscular no movimento humano.

Remoção da componente DC

Muitas vezes o sinal apresenta uma componente contínua que provoca um deslocamento da linha de base do sinal. Esta componente contínua é um sinal comum que não tem qualquer relação com a atividade mioelétrica. Pode ser o resultado de fenômenos eletroquímicos entre os eletrodos e a pele ou de limitações dos amplificadores utilizados.

Uma maneira fácil de remover esta componente é calcular a média de todos os pontos amostrados, e deslocar a curva EMG deste resultado.

Retificação

A retificação da curva é uma operação normalmente utilizada de forma a permitir a posterior integração do sinal, já que transforma uma curva com valores positivos e negativos, de média igual a zero, numa curva de valores absolutos, todos positivos.

Existem duas formas de retificar a curva: eliminar os valores negativos (retificação de meia onda - *Figura 6b*), ou invertendo-se os valores negativos adicionado-se aos positivos (retificação de onda completa - *Figura 6c*). A retificação de onda completa tem a vantagem de manter toda a energia do sinal.

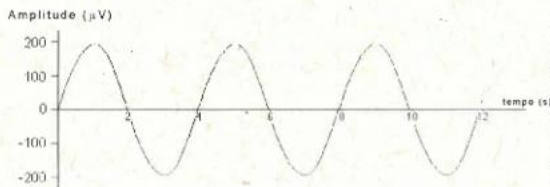


Figura 6a Sinal com amplitudes positivas e negativas

Figura 6b Sinal com retificação de meia onda

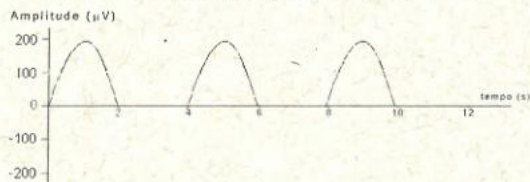
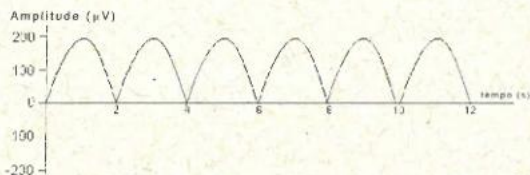


Figura 6c Sinal com retificação de onda completa



Valor Médio

Antes da definição de valor médio uma breve explanação sobre os tipos de dados existentes. Os dados que representam um fenômeno físico podem ser classificados em determinísticos ou aleatórios.

Determinísticos são aqueles que podem ser escritos através de uma expressão matemática. No caso de um sistema massa-mola, por exemplo, o deslocamento em função do tempo está perfeitamente definido pela expressão:

$$x(t) = X e^{-at} \cos \omega t$$

Há, na prática, muitos fenômenos que produzem dados representáveis com suficiente precisão por relações matemáticas explícitas. Exemplos destes fenômenos podem ser: a vibração produzida por um rotor desbalanceado, a curva de resfriamento de um termopar, a carga/descarga de um capacitor em um circuito elétrico etc.

Aleatórios: não podem ser escritos por uma função matemática explícita. Para caracterizá-los é necessário todas as “histórias temporais” possíveis de ocorrerem. Há necessidade de uma descrição probabilística ou estatística. Uma “história em função do tempo” é chamada de registro ou evento, e é observado sobre um intervalo de tempo finito.

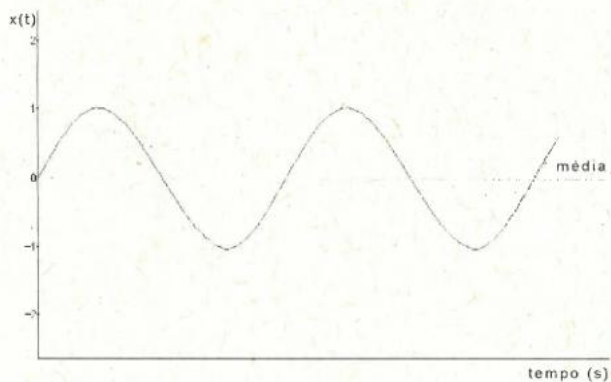


Figura 7a Função seno com média zero

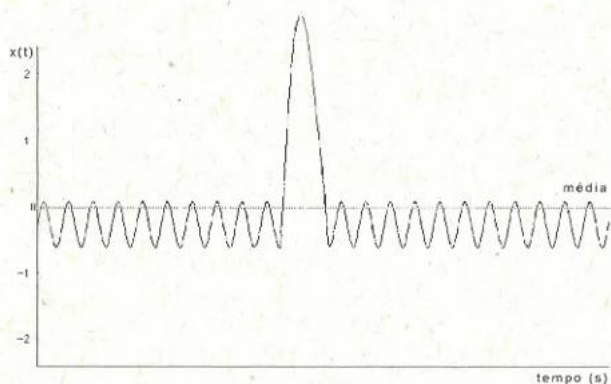


Figura 7b Função qualquer com média zero

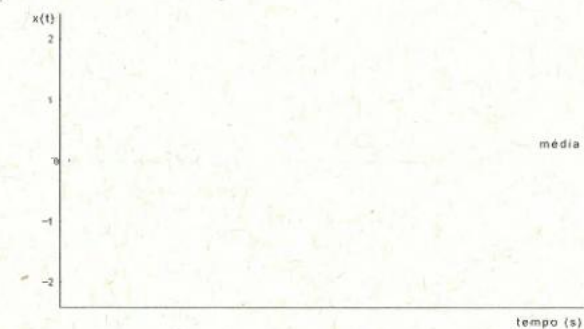


Figura 7c Função constante com média zero

Um processo aleatório é caracterizado por um conjunto de parâmetros estatísticos. Três destes parâmetros são: valor médio, função de autocorrelação e função densidade de probabilidade.

Matematicamente o valor médio pode ser definido como:

$$\bar{x} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt$$

A média, por si só, não dá informações suficientes para diferenciar fenômenos que podem ser completamente diferentes em sua variação no tempo, porém possuem o mesmo valor médio (*Figura 7c*).

Auto
correlação

Descreve a dependência dos valores em um tempo dado em relação aos dados em outro tempo. Matematicamente é definida como:

$$R_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t) x(t + \tau) dt$$

A principal aplicação da função de autocorrelação é estabelecer a influência dos valores em um tempo sobre os valores do fenômeno no tempo futuro. Para dados determinísticos a autocorrelação permanece quando temos um deslocamento no tempo, enquanto que nos processos aleatórios ela decai a zero.

Função
Densidade
de
Probabilidade

Descreve a probabilidade de que as amplitudes assumam um valor dentro de um dado intervalo de tempo. Matematicamente é definida como:

$$p(x) = \lim_{\Delta x \rightarrow 0} \frac{Pr\{x < x(t) < x + \Delta x\}}{\Delta x}$$

Para visualizar o significado prático da função densidade de probabilidade considere-se três funções distintas: um seno "bem comportado", *Figura 7a*, um seno com ruído, *Figura 8b*, e um sinal completamente aleatório, *Figura 8c*. Assume-se, por uma questão de facilidade, que todos estes processos possuem média zero.

A função densidade de probabilidade para cada exemplo é mostrada nas *Figuras 9 (a), (b) e (c)*. A principal aplicação da função densidade de probabilidade é estabelecer a descrição probabilística dos valores instantâneos do processo. Pode ser usada também para identificação de funções determinísticas e aleatórias.

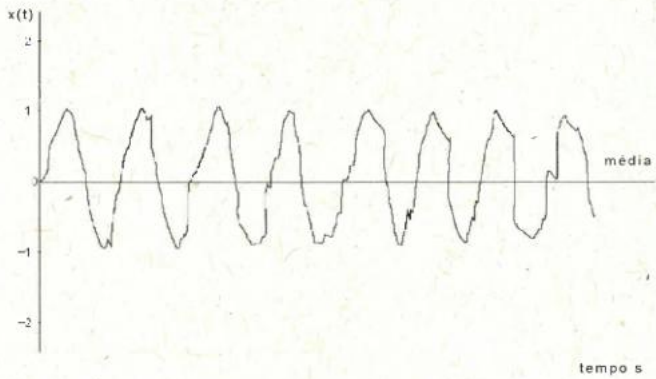


Figura 8a Função seno com ruído

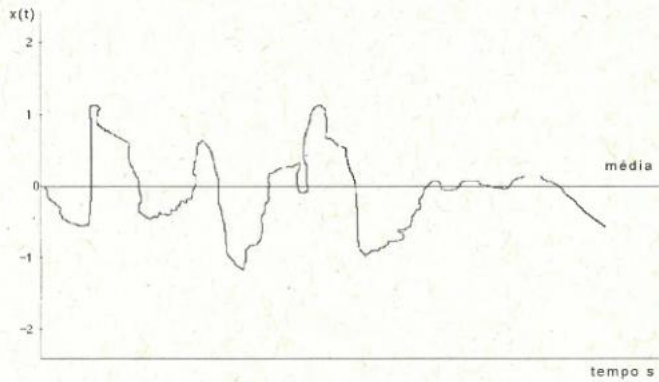


Figura 8b Função completamente aleatória

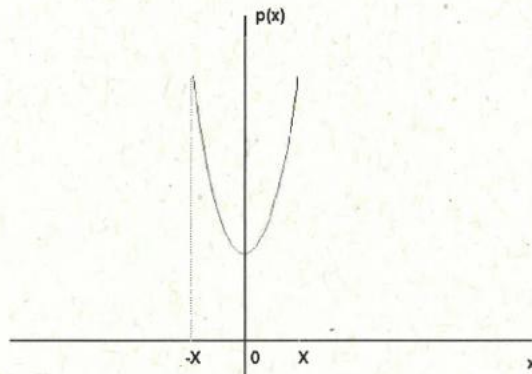


Figura 9a Função densidade de probabilidade para o seno "bem comportado"

Figura 9b Função densidade de probabilidade para o seno com ruído (função "quase determinística")

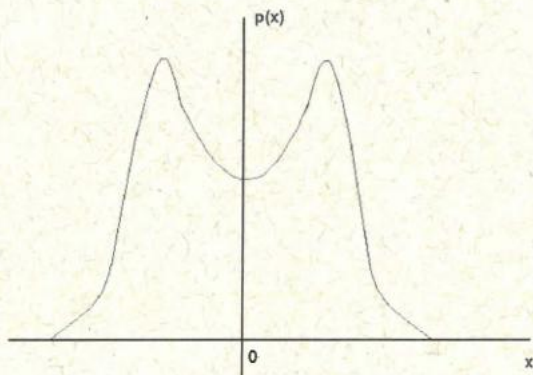
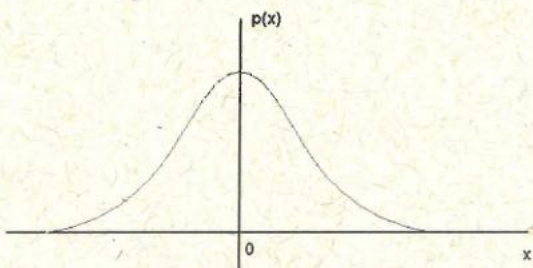


Figura 9c Função densidade de probabilidade para uma função completamente aleatória



Valor RMS

O valor RMS (abreviação direta do inglês "root-mean-square"), corresponde à quantidade de sinal contínuo capaz de conter a mesma quantidade de energia. Matematicamente é definido como a raiz quadrada da média dos quadrados dos valores instantâneos do sinal:

$$\text{Valor}(RMS) = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T [x(t)]^2 dt}$$

onde:

$x(t)$ - sinal variante no tempo

T - período de duração do sinal

Valor de pico e valor pico a pico

Valor de pico e pico-a-pico, são formas de avaliar a amplitude de um sinal, normalmente periódico. Correspondem ao maior valor positivo da função e a diferença entre o maior valor negativo e o maior positivo, respectivamente. Para sinais periódicos o menor e o maior valor da

função, repetem-se a cada ciclo. No caso do sinal EMG a curva atinge um pico máximo em apenas um ponto, o mesmo acontecendo com o ponto de mínimo. O valor de pico pode ser utilizado como parâmetro para normalização em amplitude do sinal.

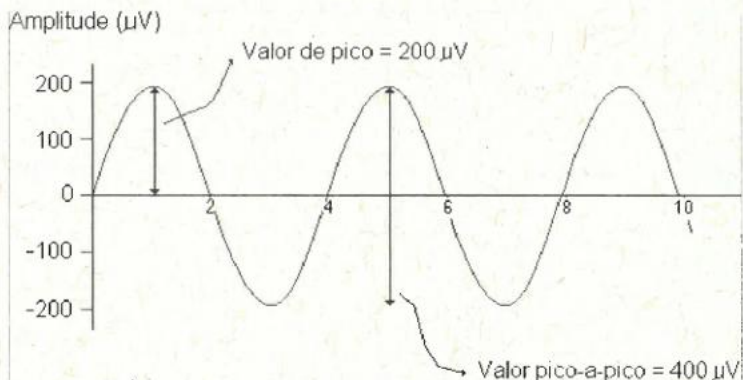


Figura 10 Valor de pico e pico-a-pico de um sinal senoidal

Normalização no tempo

Um dos problemas que surgem ao se comparar diferentes sinais EMG está relacionado com as diferenças na duração de vários sinais que se pretende comparar. Normalizar em tempo significa transformar, numa forma equilibrada e sem alterar a estrutura do sinal, os sinais de duração diferente em sinais com o mesmo número de amostras. Tal pode ser feito, por exemplo, tomando como referência o sinal que contém o menor número de amostras. A aplicação de um algoritmo que determine, em função da duração de cada sinal, o número de amostras a ser retirado de forma intervalada, reduz todos os sinais ao número de amostras do mais curto, sem alterar a sua forma.

Normalização em amplitude

O sinal de EMG apresenta grande variabilidade quando comparadas diferentes execuções do mesmo indivíduo ou de indivíduos diferentes. O valor absoluto da intensidade do sinal EMG fornece por isto pouca informação, principalmente quando lida-se com sinais de indivíduos diferentes ou do mesmo indivíduo em momentos diferentes. Uma das formas de contornar esta limitação é a normalização em amplitude das curvas EMG. Esta técnica consiste na transformação dos valores absolutos de amplitude, das diferentes curvas que se pretende comparar, em valores relativos a um EMG de referência considerado como 100%. Os valores de amplitude assim obtidos têm outro significado mecânico e funcional.

As técnicas de normalização permitem a comparação dos valores EMG obtidos em condições diferentes e possibilitam o estudo interindividual, já que, para uma determinada tarefa motora, o que se compara são

esforços musculares relativos entre diferentes indivíduos. Permitem também a comparação de EMG obtidos em momentos diferentes, ao reduzirem a intervenção de variáveis como a impedância da pele ou o ponto de colocação dos eletrodos no músculo. Várias formas de determinar o valor referência de 100% podem ser utilizadas: pelo EMG da contração isométrica voluntária máxima, de uma contração submáxima, pelo maior pico de atividade verificado nas várias repetições que se pretendem comparar, pelo valor médio do EMG retificado, pelo valor do sinal em repouso, entre outras.

Integral do EMG

A interpretação matemática do conceito de integral consiste na determinação da área delimitada pela curva, seja esta um sinal EMG ou qualquer outro sinal. No caso do EMG, para que o resultado da integração não seja zero, deve-se usar o sinal retificado. Através da integração do sinal de EMG obtém-se um resultado que é proporcional ao número de impulsos elétricos (1, 15 e 16).

Históricamente, o termo iEMG tem sido usado com outro significado. Inman e colaboradores descreveram uma curva que acompanhava os aumentos e decréscimos de atividade do músculo, mas recorrendo a um detector da envolvente da curva e não a um integrador. Esta técnica não corresponde à verdadeira integração mas à determinação da voltagem média contínua do sinal, e é também designada por "average EMG". A diferença existente entre o AvgEMG e o iEMG consiste no fato de o segundo aumentar continuamente em função do tempo de contração do músculo, enquanto o primeiro é dividido pelo intervalo de tempo correspondente ao escolhido para determinação da média. Por isso o iEMG se expressa em mVs e o AvgEMG em mV.

Função de Correlação Cruzada

A função de correlação cruzada de dois eventos, descreve a dependência geral de um em relação ao outro. Matematicamente é definida como:

$$R_{xy}(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(t)y(t+\tau)dt$$

onde:

$R_{xy}(\tau)$ - Função de correlação cruzada de $x(t)$ em relação a $y(t)$.

$x(t)$ - Primeira função variante no tempo.

$y(t)$ - Segunda função variante no tempo.

T - Tempo máximo de avaliação entre os dois sinais.

τ - Amplitude da variação temporal.

Quando $R_{xy}(\tau) = 0$, pode-se dizer que $x(t)$ e $y(t)$ são estatisticamente independentes. Estando ambas as funções normalizadas o valor máximo da função de correlação cruzada é 1 (um), quando as duas funções, $x(t)$ e $y(t)$, são iguais.

Processamento no domínio da frequência

O sinal EMG apresenta as suas frequências distribuídas entre 1 e 1000Hz, com grande concentração entre os 20 e 250Hz no caso de atividade muscular grosseira. A distribuição de energia nas diferentes frequências (densidade espectral de energia) espelha a predominância dos componentes de baixa ou alta frequência do sinal e tem sido utilizada em investigação cinesiológica. Os fatores que influenciam o perfil espectral do sinal EMG têm sido listados por vários autores.

O EMG de superfície pode ser considerado como uma sobreposição das séries de potenciais de unidade motora de todas as unidades motoras ativas. O espectro de frequências do EMG contém assim informação sobre as características das diferentes fibras que contribuem para o sinal. A análise espectral pode fornecer informação sobre a duração média dos potenciais das fibras ativas, que por sua vez pode ser utilizada para determinar a velocidade média de condução das fibras musculares. Quanto maior a duração dos potenciais, mais largo é o espectro, dada a maior contribuição das frequências elevadas.

Encontram-se refletidas no espectro de frequências do EMG os processos de coordenação intramuscular. Mecanismos como a frequência de disparo das unidades motoras ativas, o número e tipo de unidades motoras recrutadas ou a sincronização de disparos das diferentes unidades motoras têm uma influência importante na distribuição das diferentes frequências do sinal.

O espectro do sinal EMG varia em função do músculo estudado. Os músculos faciais como o frontal e o masseter e os pequenos músculos da mão apresentam frequências mais elevadas que os músculos do tronco e os músculos proximais dos membros.

O comprimento do músculo influencia o espectro de frequências, verificando-se aumento dos componentes de baixa frequência quando o músculo está mais estirado.

As propriedades de filtragem e as características elétricas da superfície de detecção dos eletrodos bem como a distância que os separa influenciam também o espectro de frequência.

O local onde são colocados os eletrodos no músculo e a distância destes em relação às fibras ativas são outro fator determinante. Os

tecidos (tecidos conjuntivos, adiposo etc.) localizados entre as fibras ativas e os eletrodos na pele, produzem um efeito de filtragem das componentes de maior frequência do sinal, que se traduz numa redução do leque de frequências como aumento desta distância. Este efeito é mais pronunciado quando o sinal é recolhido com eletrodos de superfície, dado que os eletrodos de profundidade se encontram mais próximos das fibras musculares.

A fadiga e conseqüente acumulação de bioprodutos ácidos com alteração do pH intramuscular leva a uma diminuição dos componentes de alta frequência do sinal EMG.

FFT

FFT corresponde à abreviatura do inglês *Fast Fourier Transform*, que significa Transformada Rápida de Fourier, e é um recurso usado normalmente para simplificar a solução de um problema. Para um maior esclarecimento considere-se o seguinte exemplo: pretende-se determinar o quociente

$$Z = \frac{X}{Y}$$

Considerando que se necessita grande precisão no resultado da equação, e que não há uma máquina calculadora disponível. A *Figura 11* mostra dois caminhos possíveis de solução do problema.

No exemplo mostrado foi utilizada uma propriedade dos logaritmos para transformar a operação de divisão em subtração. A conversão do problema simplifica a solução, uma vez que é muito mais simples e rápido, efetuar uma operação de subtração do que uma de divisão.

Da mesma forma, a Transformada de Fourier, busca simplificar a análise da solução de vários problemas na área científica. Porém a interpretação da Transformada de Fourier não é tão simples. No exemplo adotado, a operação com logaritmo, transforma um único valor em outro. Na Transformada de Fourier tem-se uma função de uma variável definida de $-\infty$ a $+\infty$ transformada em uma função de outra variável também definida de $-\infty$ a $+\infty$. Uma interpretação simplificada da Transformada de Fourier é apresentada na *Figura 12*.

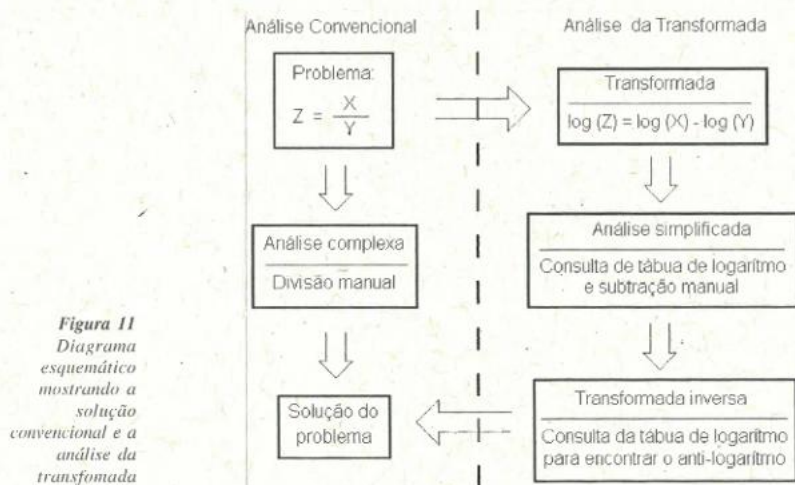


Figura 11
Diagrama esquemático mostrando a solução convencional e a análise da transformada

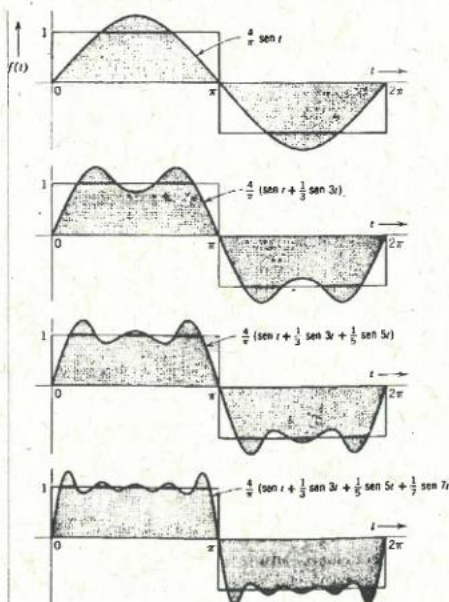


Figura 12
Interpretação simplificada da Transformada de Fourier

Como apresentado, a essência da Transformada de Fourier de uma função (forma de onda) é decompor ou separar a função em um somatório de senoides de diferentes frequências. Quando este somatório de senoides representar a função original então tem-se determinada a Transformada de Fourier. Uma representação típica da Transformada de Fourier é um diagrama que mostra a amplitude e frequência de cada senoide do espectro (Figura 13).

A Transformada de Fourier é desta forma, uma representação da função no chamado domínio frequência. A Transformada de Fourier contém exatamente a mesma informação que a função original, elas diferem apenas na forma de apresentação da informação. A análise de Fourier permite que se examine uma função sob outro ponto de vista, o domínio transformado.

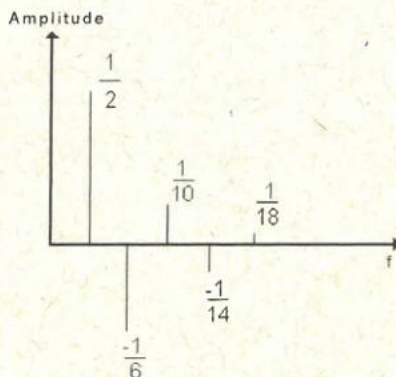


Figura 13
Representação
típica da
Transformada de
Fourier. Diagrama
representado
amplitude e
frequência de cada
senoide

- | | |
|------------------------------|---|
| Frequência média | Corresponde à média aritmética de todas as frequências presentes no espectro ponderadas por sua amplitude. Pode ser utilizada como parâmetro indicador de compressão espectral. |
| Frequência mediana | Define-se a frequência mediana como o valor da frequência que divide o espectro em duas regiões contendo a mesma energia. A frequência mediana é o parâmetro mais adequado para detectar a compressão espectral produzida pela fadiga muscular localizada (papel da mão). |
| Moda da Frequência | Define-se como a frequência em que o "power spectrum" atinge o seu valor mais alto. |
| Filtragem de espectro | A curva de EMG pode ser limpa a posteriori, de forma digital, quando tal se mostra necessário. A técnica digital de filtragem consiste em submeter a curva em bruto a um filtro que suprima as oscilações de frequência acima e abaixo de determinados valores (Figura 14). A escolha desses valores varia com fatores relacionados com os objetivos do estudo, a tarefa estudada ou as condições metodológicas. Assim sendo, filtrar, significa mudar as amplitudes relativas de determinadas componentes de frequências (ou ainda eliminá-las) presentes em um sinal. Um sistema bastante conhecido que efetua este tipo de tratamento é o equipamento de áudio. Nestes sistemas a etapa de filtragem permite ao ouvinte fazer alterações relativas nas componentes de baixa e alta frequência, nos controles de graves e agudos respectivamente. |

No sinal EMG os filtros podem ser usados para eliminar componentes de frequência que não pertencem ao sinal, ou ainda, componentes que não são relevantes para determinada análise. Normalmente, para EMG de superfície, utiliza-se um filtro de baixas frequências entre 10-25Hz e de altas frequências entre os 300-500Hz.

Ideal

Um filtro ideal é aquele que permite a passagem daquelas componentes de frequência desejadas, e rejeita completamente as demais. As componentes de frequência que passam pelo filtro estão na chamada banda de passagem, e as frequências bloqueadas se encontram na chamada banda de bloqueio (Figura 14). A frequência f_c , limite das bandas de passagem e bloqueio, é chamada frequência de corte.

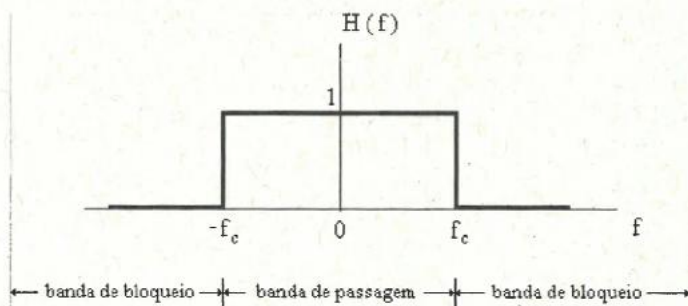


Figura 14
Resposta de frequência de um filtro ideal passa-baixa

RC passa-baixa e RC passa-alta

Em algumas situações as características de seleção de frequência de um filtro ideal não são desejadas, e é preferível uma maior flexibilidade no comportamento do filtro, de maneira a permitir uma transição gradual entre a banda de bloqueio e a banda de passagem, em oposição à transição abrupta, característica dos filtros ideais. Além das bandas de passagem e bloqueio existentes no filtro ideal, surge uma zona de transição, entre as frequências f_p e f_s , onde existe uma atenuação gradual das frequências (Figura 15).

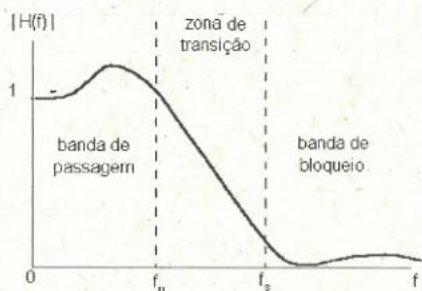
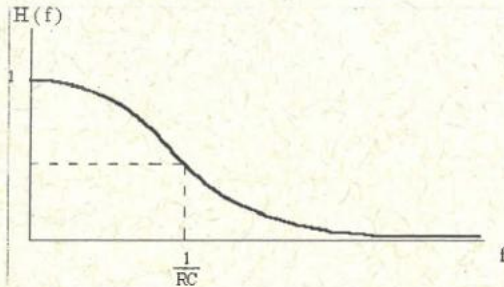


Figura 15 Curva de resposta em frequência de um filtro não ideal

RC é a chamada constante de tempo do filtro. Assim, os filtros RC são idealizados a partir de circuitos elétricos reais (capacitores e resistores), e podem ser implementados também por *hardware*. Os filtros RC podem ser do tipo passa-baixa (permite a passagem das altas frequências), ou passa-alta (permite a passagem das baixas frequências), dependendo dos componentes eletrônicos selecionados (Figura 16). Caso seja necessário uma zona de transição menor, pode-se aumentar a complexidade do filtro adicionando mais componentes (capacitores, resistores e indutores). Entretanto, perde-se a grande vantagem deste filtro que é sua simplicidade e facilidade de implementação. Neste caso é preferível optar por outro tipo de filtro como Butterworth ou Chebyshev.

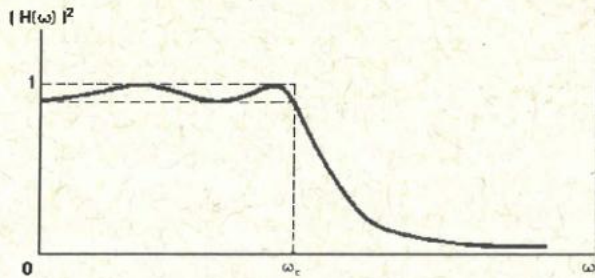
Figura 16
Resposta de
frequência de um
filtro RC passa-
baixa.



Butterworth e Chebyshev

Os filtros Butterworth e Chebyshev são implementados em termos de equações diferenciais. Quanto maior a ordem da equação, mais próximo de um filtro ideal serão os resultados.

Figura 17 Filtro
Chebyshev



Média móvel

Uma forma de reduzir a variabilidade que caracteriza o sinal EMG consiste em eliminar as variações muito bruscas dos valores de amplitude do sinal em bruto. Isto pode ser feito calculando-se os valores médios de pequenos intervalos de tempo. Uma escolha importante, de que depende a amplitude da filtragem efetuada, é o tamanho da janela de onde se retira a média. Quanto menor for este intervalo de tempo, menos "suavizada" e mais parecida com a curva original fica a curva resultante (Figura 18).

A fim de obter uma média que varie constantemente no tempo e que seja, portanto, mais representativa das alterações do sinal no tempo, utiliza-se uma técnica de média móvel, ou seja, uma “janela móvel” que percorre toda a curva progressivamente. Considere-se um exemplo de janela com 5 amostras. Esta janela calcula a média das amostras 1-5, depois das janelas 2-6, 3-7 e assim sucessivamente .

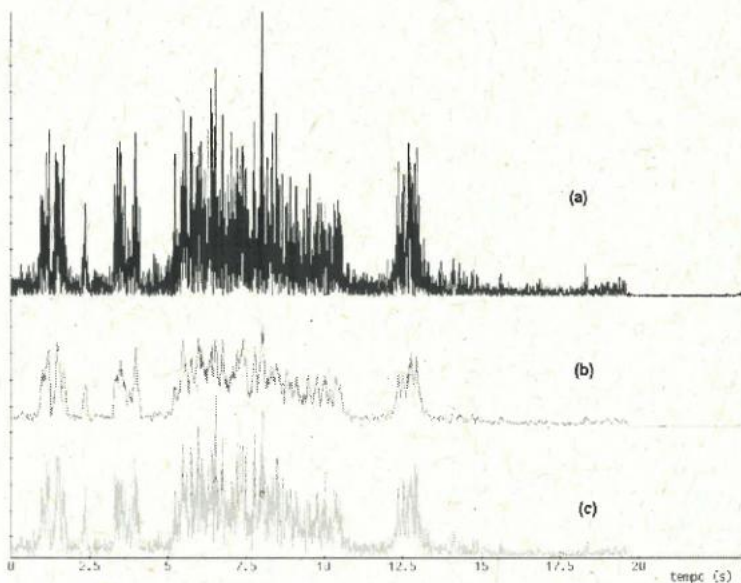


Figura 18
(a) EMG retificado; (b) EMG após uma filtragem com janela de 20 amostras; (c) EMG após uma filtragem com janela de 5 amostras

2 2

Fisiologia:

Respiração

Lia Buarque de Macedo Guimarães

adaptado de GUYTON, A. C. (1973) e PASSMORE, R. e ROBSON, J. S. (1973)

A maioria das células do corpo humano obtém grande parte de sua energia das reações químicas que envolvem o oxigênio. Além disso, elas devem eliminar o dióxido de carbono, principal produto final das oxidações. Um organismo unicelular pode trocar oxigênio e dióxido de carbono diretamente com o meio ambiente mas isto não é possível para a maioria das células do organismo complexo do ser humano pois apenas algumas células (da pele, por exemplo) estão em contato direto com o meio externo. Para sobreviver, o organismo desenvolveu um sistema especializado para suprimento de oxigênio e eliminação de dióxido de carbono entre as células e os órgãos de troca gasosa direta com o meio ambiente, ou seja, os pulmões.

Em repouso, as células do organismo consomem cerca de 200ml de oxigênio por minuto. Em condições que requerem maiores quantidades de oxigênio, quando em exercício, por exemplo, o consumo pode aumentar até trinta vezes e quantidades equivalentes de dióxido de carbono precisam ser simultaneamente eliminadas. É claro, então, que devem existir mecanismos que coordenem estas trocas com as demandas metabólicas.

Um aumento da atividade circulatória durante o esforço físico para transporte de maior quantidade de oxigênio não teria nenhum efeito se, simultaneamente, não houvesse um incremento respiratório, pois a respiração é a responsável pelas trocas gasosas entre as células de um organismo e o meio ambiente, contribuindo para que o oxigênio seja aproveitado no sangue venoso, enquanto o gás carbônico é eliminado. A condição principal na troca destes gases reside na ação dos músculos respiratórios capazes de aumentar e diminuir periodicamente o volume interno do tórax. A diferença de pressão entre o espaço intrapulmonar e a parede torácica é que provoca o fluxo gasoso.

**NOÇÕES
ANATOMO-
FISIOLÓGICAS**

O sistema respiratório comporta todas as estruturas envolvidas no intercâmbio de gases entre o sangue e o meio ambiente, excluindo o transporte de gases no sangue e as trocas entre este e os tecidos. O aparelho respiratório é composto pelos pulmões, por uma série de condutos e pelas estruturas torácicas responsáveis pelo movimento do ar para dentro e para fora dos pulmões.

O ar chega aos pulmões após passar por uma série de vias aéreas que ligam os pulmões, o nariz e a boca. Os dois pulmões, um direito e um esquerdo, são, cada um, divididos em vários lobos e apresentam estruturas altamente organizadas que consistem em tubos contendo ar, vasos sangüíneos e tecido elástico conjuntivo. Os condutos aéreos dentro dos pulmões são uma continuação dos que ligam os pulmões com o nariz e a boca. Juntos, formam a porção condutora do aparelho respiratório, e se constituem numa série de tubos ocos, altamente ramificada à semelhança do que ocorre no sistema circulatório para formar as artérias e arteríolas. Os tubos mais finos dessa ramificação finalizam em sacos de parede delgada, os alvéolos, que totalizam cerca de 300 milhões e são os locais das trocas gasosas dos pulmões. Os pulmões estão dispostos livremente na caixa torácica, um compartimento fechado ligado ao pescoço por músculos e tecido conjuntivo e completamente isolado do abdômen por uma grande lâmina de músculo esquelético, denominada diafragma. As paredes externas da caixa torácica, que contêm grande quantidade de tecido conjuntivo elástico, são formadas pelo osso esterno, 12 pares de costelas e os músculos intercostais dispostos entre elas. Toda parte interior da caixa torácica é revestida por uma camada de células, a pleura, que se dobra sobre si mesma formando dois sacos completamente fechados dentro da caixa torácica, um de cada lado da linha mediana. Uma camada de pleura reveste o pulmão e está bem próxima de outra que reveste a parede torácica interna, separadas por uma camada muito fina de líquido intrapleural. Com a ajuda das suas fibras elásticas e da tensão de elasticidade dos alvéolos, os pulmões tendem a retrair. Como estão aderidos na sua superfície à parede interna do tórax e como o líquido intrapleural não é elástico, a tendência de recolhimento dos pulmões se equilibra.

Independentemente da inspiração ou expiração, a pressão intrapleural é sempre mais baixa do que a do ar dentro dos pulmões. Entretanto, o gradiente entre as pressões intrapleural e alveolar varia durante a respiração, sendo responsável diretamente pelas alterações no tamanho pulmonar durante a inspiração e expiração, pois o pulmão acompanha os movimentos respiratórios. Além da noção do processo fisiológi-

co de movimentação do ar nos pulmões, é importante se conhecer o controle neural destes movimentos que tem origem no cérebro.

CONTROLE NEURAL DA RESPIRAÇÃO

Os centros respiratórios são como “caixas pretas” que ocupam grande parte do tronco cerebral, gerando impulsos inspiratórios e expiratórios, espontâneos e rítmicos, modificados por numerosos estímulos aferentes que alcançam essa “caixa preta”, provenientes do exterior.

O ritmo da respiração é principalmente controlado pela área bulbar, comumente chamada de “centro respiratório”. Ela possui duas partes distintas: a parte inspiratória e a parte expiratória. As duas são formadas por um circuito de neurônios: quando o circuito da inspiração transmite seu estímulo até os músculos da inspiração, há dilatação dos alvéolos. Durante esta fase, o circuito de neurônios da expiração inibe-se, entrando em atividade quando ocorre a fadiga da parte inspiratória ou quando esta parte é inibida pelo reflexo de Hering-Breuer. Este reflexo é determinado por estímulos produzidos pelos receptores de estiramento e compressão dos alvéolos, transmitidos pelos nervos vagos ao cérebro, influenciando na frequência respiratória.

O estímulo à área bulbar da ritmicidade, para que esta aumente a frequência e a intensidade dos estímulos respiratórios, é enviado por dois fatores: as fibras colaterais do tracto corticospinal e as fibras colaterais do sistema colunar dorsal que vão até a área bulbar.

MECÂNICA RESPIRATÓ- RIA

O processo respiratório pode ser dividido em quatro etapas principais:

1. Ventilação pulmonar (influxo e efluxo de ar entre a atmosfera e os alvéolos);
2. Difusão de oxigênio e gás carbônico entre os alvéolos e o sangue;
3. Transporte de oxigênio e gás carbônico do sangue e líquidos do organismo para as células e vice-versa;
4. Controle da ventilação e de outros fatores, que concorrem para a realização da respiração.

Os movimentos respiratórios resultam da contração periódica dos músculos diafragmáticos e intercostais externos, que asseguram a renovação do ar contido nos pulmões. Neste processo, os pulmões retêm uma fração de oxigênio do volume de ar inspirado (FI_{O_2}).

O oxigênio está presente no ar atmosférico à razão de 21%, o ar expirado não contém mais de 16%. Num caso particular, onde o quociente respiratório (produto do volume de O_2 consumido e volume de CO_2

rejeitado) é igual a 1 (combustão exclusiva de glicídios) pode-se dizer que a fração de O_2 utilizada (FUO_2) é igual à diferença de concentrações em O_2 de ar inspirado (FIO_2) e de ar expirado (FEO_2):

$$FUO_2 = FIO_2 - FEO_2$$

Na maioria dos casos, o quociente respiratório não é igual a 1; ele é 0,82 em média, em repouso, suscetível de variações de origem metabólica (de 0,70 a 1,00) e não metabólicas. Um quociente respiratório inferior a 1 significa que o volume de CO_2 rejeitado é inferior àquele de oxigênio fixado em mesmo período; ele resulta em uma redução ligeira do volume de ar expirado pelo rendimento do volume inspirado. O cálculo de FUO_2 tem em conta esta redução, fazendo intervir não somente FIO_2 e FEO_2 mas também o quociente respiratório.

Todo organismo deve funcionar de um modo integrado de forma a propiciar oxigênio suficiente às células. Às vezes, apesar da quantidade de ar que é colocado nos alvéolos por minuto - ventilação pulmonar - não há passagem de oxigênio suficiente para o sangue. Assim, o organismo aumenta o volume de ar presente nos alvéolos para troca, elevando a frequência respiratória. Em outras palavras, aumentando-se a frequência dos movimentos inspiratórios, consegue-se transportar oxigênio em quantidade adequada para ser absorvido, desde que não haja obstáculos à perfusão alveolar. A todo aumento de ventilação alveolar corresponde um aumento da quantidade disponível de oxigênio nos alvéolos e, também, a retirada adequada de dióxido de carbono dos alvéolos com manutenção da homeostasia.

A ventilação alveolar é realizada quase inteiramente pelos músculos da inspiração. Ao se relaxar a musculatura inspiratória, a elasticidade dos pulmões e do tórax permite a contração passiva dos pulmões. Quando a musculatura inspiratória está completamente relaxada, os pulmões voltam a um estado de repouso.

REGULAÇÃO DA RESPIRAÇÃO

Nos indivíduos normais, o volume de ar nos pulmões depende primariamente da estatura e da constituição. Os diversos "volumes" e "capacidades" variam com a posição do corpo, a maioria diminuindo na posição deitada e aumentando na posição ereta. Esta variação é causada por dois fatores principais: primeiro, a tendência do conteúdo abdominal de pressionar o diafragma na posição deitada e, segundo, um aumento do volume sanguíneo pulmonar no decúbito, que diminui o espaço disponível para o ar pulmonar.

Volumes pulmonares

Para se entender os acontecimentos na ventilação pulmonar é conveniente o conhecimento dos "volumes" pulmonares distintos:

volume corrente (Vc) é o volume de ar inspirado e expirado a cada respiração normal e equivale a cerca de 500ml - 600ml no adulto jovem normal. Durante o sono, o volume corrente diminui.

volume inspiratório de reserva é o volume de ar adicional que pode ser inspirado além do volume corrente normal, sendo geralmente igual a cerca de 3000ml no adulto jovem.

volume expiratório de reserva é a quantidade de ar que pode ainda ser eliminada por uma expiração forçada, após o término de uma expiração normal. Em geral, está em torno de 1100ml no adulto jovem.

volume residual é o volume de ar que permanece nos pulmões, mesmo após uma expiração forçada máxima. É, em média, cerca de 1200ml no adulto jovem.

O volume residual é importante porque permite a oxigenação do sangue pelo ar alveolar mesmo entre as respirações. Se não fosse o ar residual, as concentrações de oxigênio e gás carbônico no sangue sofreriam ascensões e quedas significativas em cada respiração, o que certamente seria uma desvantagem para o processo respiratório.

Capacidades pulmonares Ao se descrever os acontecimentos de ciclo pulmonar é conveniente, às vezes, considerar, em conjunto, dois ou mais dos volumes acima. Estas combinações são chamadas capacidades pulmonares:

capacidade inspiratória corresponde à soma do volume de ar corrente mais o volume inspiratório de reserva. Esta capacidade inspiratória é a quantidade de ar (cerca de 3500ml) que um indivíduo pode respirar, partindo do nível expiratório normal e expandindo os pulmões ao máximo.

capacidade residual funcional representa a soma do volume expiratório de reserva mais o volume residual. É a quantidade de ar que permanece nos pulmões ao cabo de uma expiração normal (cerca de 2300ml).

capacidade vital é a soma do volume inspiratório de reserva com o volume corrente e com o volume expiratório de reserva. É a quantidade máxima de ar que pode ser expelido por um indivíduo que, antes, encheu os pulmões ao máximo para, então, expirar o máximo.

A capacidade vital é afetada pela constituição física de uma pessoa, a posição da pessoa durante a medição, o grau de estiramento dos músculos respiratórios e a distensibilidade dos pulmões e caixa torácica, denominada "capacitância pulmonar".

A capacidade vital média do homem adulto jovem fica em torno de 4600ml e, na mulher adulta jovem em torno de 3100ml, embora estes valores sejam muito maiores em alguns indivíduos de pesos semelhantes. A pessoa alta e magra tem geralmente uma capacidade vital superior a de uma pessoa obesa, e o atleta bem desenvolvido pode ter a capacidade vital até 30 a 40% acima do normal, isto é, de 6000ml a 7000ml.

capacidade pulmonar total

é o máximo volume que a expansão pulmonar pode atingir após o maior esforço inspiratório possível (cerca de 5800ml).

diferenças individuais

Todos os volumes e capacidades pulmonares são, aproximadamente, 20 a 25% menores na mulher do que no homem, e obviamente maiores em indivíduos altos e atléticos do que em indivíduos pequenos e astênicos. É importante notar que nem todo o ar respirado participa das trocas. Antes de alcançar o nível dos alvéolos pulmonares, o ar caminha nas vias aéreas superiores, faringe, laringe, traquéia, brônquios e bronquíolos, conjunto chamado espaço morto anatômico. O volume de ar contido nestas vias é de aproximadamente 150ml, e varia em função do tamanho e da postura do indivíduo.

ação alveolar

A quantidade total de ar mobilizado nas vias aéreas a cada minuto (V) corresponde ao produto do volume corrente (Vc) pela frequência respiratória (Fr). O volume corrente normal no adulto jovem é de 500 ml e a frequência respiratória normal é aproximadamente 12 incursões por minuto. Portanto, o volume total de ar que deixa os pulmões em cada minuto é $V = Vc \times Fr$, ou seja, $500 \times 12 = 6000\text{ml/minuto}$. Isto significa que o volume minuto ou ventilação total (V) é de aproximadamente 6000ml/minuto. No entanto, nem todo ar chega aos alvéolos para troca já que dos 500ml inalados, 150ml permanecem no espaço morto (Vd). Assim, o volume de ar novo que chega aos alvéolos é $(Vt - Vd) \times Fr$, ou seja, $(500\text{ml} - 150\text{ml}) \times 12$ ou 4200ml/minuto. Este valor corresponde à ação alveolar (Va) e é de grande importância por representar a quantidade de ar inspirado que chega efetivamente aos alvéolos numa unidade de tempo, ou seja, é a quantidade de ar efetivamente disponível para troca.

ADAPTAÇÃO DA RESPIRAÇÃO DURANTE O EXERCÍCIO

No exercício intenso, a utilização do oxigênio (O_2) e a formação de dióxido de carbono podem aumentar até trinta vezes. Entretanto, a ventilação alveolar geralmente aumenta quase na mesma medida, de modo que a pressão de oxigênio (PO_2) e a pressão de dióxido de carbono (PCO_2) sanguíneas permanecem quase exatamente normais, o que é imperativo para a manutenção da homeostasia. Apesar do aumento da ventilação alveolar por meio da respiração intensa não ter ainda causa totalmente explicada, pelo menos dois efeitos parecem predominantes:

a) o córtex motor, ao transmitir impulsos aos músculos em contração, envia impulsos colaterais para a substância reticular do tronco cerebral, a fim de excitar o centro respiratório;

b) durante o exercício, os movimentos do corpo, especialmente dos membros, aumentam a ventilação pulmonar, excitando os proprioceptores (receptores com sensibilidade para O_2 e CO_2 encontráveis no organismo) que, então, transmitem impulsos excitatórios ao centro respiratório (Figura 1). A razão para acreditar nisso é que mesmo movimentos passivos dos membros aumentam, freqüentemente, em várias vezes, a ventilação pulmonar.

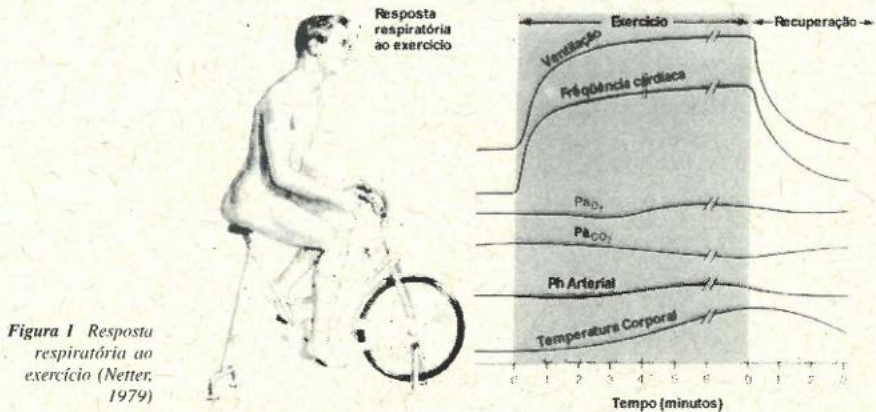


Figura 1 Resposta respiratória ao exercício (Netter, 1979)

Em repouso, cada vez que o indivíduo inspira e expira, o volume de ar corrente (V_c) é de cerca de 10-12ml de ar por quilo de peso, ou seja, está na ordem de 500 a 600ml e a freqüência respiratória (Fr) está em torno de 10-16 ciclos/minuto. Assim, em repouso, o volume-minuto ou ventilação total (V , sendo $V = V_c \times Fr$), ou seja, o volume de ar respirado numa unidade tempo, medido nas condições normais de temperatura e pressão (CNTP) varia de 6 a 8 l/min.

A adaptação da ventilação obedece a mecanismos que variam de pessoa para pessoa. Quando necessário (sob grande sobrecarga física, por exemplo), a ventilação pode alterar consideravelmente graças à grande capacidade de adaptação do sistema respiratório a partir da alteração de seus dois fatores determinantes: volume corrente e freqüência respiratória.

variação do volume corrente e da freqüência respiratória

Quando necessário, o volume corrente pode chegar a 9 vezes mais (às custas de utilização do volume inspiratório de reserva e o volume expiratório de reserva) e a freqüência respiratória também sofre aumento: de 12 incursões por minuto em repouso pode passar para 30 por

minuto na atividade física intensa. Assim, do repouso à atividade física intensa, a ventilação pode variar de 6 litros até 140 litros ou mais de ar inspirado por minuto, adaptando-se ao nível metabólico do exercício.

Desde o princípio de qualquer atividade, a frequência aumenta e atinge progressivamente um valor estável, caracterizando um estado constante. Cada um dos dois tempos do ciclo respiratório (inspiração e expiração) se acha interrompido na parte final. O tempo de expiração é proporcionalmente mais curto; a duração da inspiração e da expiração, numa relação de 1,5 e 2, em repouso, tende a se igualar.

A frequência respiratória aumenta linearmente com o esforço até 30/min. Ela tende a se adaptar ao ritmo da tarefa realizada e coincide com a frequência dos movimentos. Existe um volume respiratório máximo determinado pelo calibre das vias aéreas e pela força dos músculos respiratórios que limitam a frequência respiratória. Além de 30/min, diminuem o período respiratório e o volume de ar alveolar mobilizado a cada respiração. Ao chegar ao extremo, uma respiração rápida e superficial torna-se ineficaz. Inversamente, a adoção de um volume corrente muito forte para compensar a limitação da frequência respiratória induz a um trabalho pouco econômico dos músculos respiratórios.

amplitude
dos
movimentos
respiratórios

A amplitude dos movimentos respiratórios aumenta no curso do trabalho muscular. Nas condições de repouso, os movimentos da caixa torácica mobilizam 500 a 600ml de ar, entre as posições de repouso inspiratório e expiratório. O volume de ar mobilizável entre uma inspiração forçada e uma expiração forçada (capacidade vital) que é da ordem de 5000 ml a 6000ml no adulto jovem pode atingir 7000ml a 8000ml em alguns atletas. Nas pessoas treinadas, a amplitude respiratória é relativamente independente do nível metabólico; elas mobilizam de uma só vez 40-60% de sua capacidade vital, fração considerada por alguns autores como Christensen (1964¹ *apud* Grandjean, 1981) como sendo o volume corrente otimizado.

No trabalho muscular, o organismo utiliza uma parte dos volumes de reserva: o volume corrente (V_c) aumenta de modo linear com o esforço nas pessoas pouco treinadas, passa de 500ml para 1500ml em função de um esforço moderado e para 2500ml sob esforço mais intenso.

A eficácia do aumento de V_c com o esforço é limitada pelo aumento do valor do espaço morto fisiológico, que pode passar de 150ml, em repouso, para 500ml em grandes esforços.

¹ CHRISTENSEN, E. H. (1964) L'Homme au travail. Serie "Sécurité, hygiène et médecine du travail." No. 4, Bureau International du Travail, Genève.

As modificações da frequência respiratória (Fr), do volume corrente (V_c) e, assim, do volume-minuto ou ventilação total (V) no curso do trabalho muscular de 20 pessoas em uma bicicleta ergométrica, são representados na *Figura 2*.

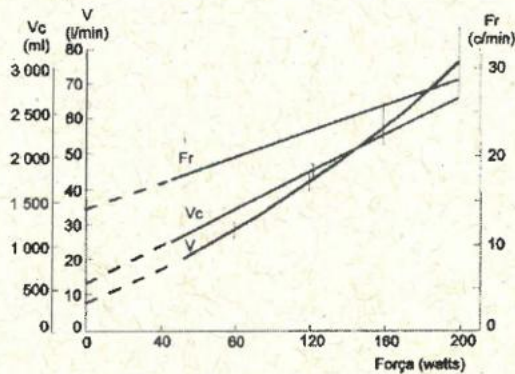


Figura 2 Variação da inspiração em função do esforço (Monod e Pottier, 1981)

Apesar de ser normalmente admitido que a ventilação é uma função linear com o esforço, Monod e Pottier (1981) consideraram que a função é curvilínea, pois:

- a) a frequência respiratória e o volume corrente estão em crescimento linear com o esforço. Mas o segundo fator aumenta mais rápido que o primeiro;
- b) o rendimento muscular diminui quando o esforço aumenta: a aumentos idênticos sucessivos de esforço correspondem aumentos cada vez maiores do consumo de oxigênio. A ventilação é o fator principal deste incremento.

Divergências importantes aparecem na comparação dos resultados das pesquisas de diferentes autores, e os dados quanto às variações da ventilação devem ser considerados com muita precaução. Para se ter uma idéia de como os resultados podem variar e precisam ser atentamente analisados, considere, por exemplo, que em uma dada atividade, a ventilação é geralmente mais elevada no trabalho dos membros superiores do que no dos membros inferiores.

consumo de oxigênio

A passagem do estado de repouso para trabalho ativo requer um dispêndio energético progressivo, oriundo da oxidação dos carboidratos doadores de energia (principalmente glicose). A adaptação cardio-respiratória às novas necessidades realiza-se progressivamente, fazendo com que o organismo contraia um déficit de oxigênio correspondente à diferença entre as necessidades imediatas das massas musculares ativas e o fornecimento de oxigênio. Tal déficit é tão mais importante quanto forem as alterações da atividade física. Após o exercício, o

déficit de oxigênio se encontra em seu nível máximo regredindo, gradualmente, até o nível de repouso assim que o trabalho cessa.

O consumo de oxigênio pode acompanhar as variações da atividade do trabalhador se elas não forem súbitas nem críticas. Em um trabalho leve ou moderado, com transformação de energia a partir de reações oxidativas, o consumo de oxigênio será compatível com a intensidade e a duração do trabalho muscular. Durante trabalho dinâmico constante há um consumo de O_2 e doadores de energia também, de certa forma, constante. Desde o princípio do trabalho, a frequência respiratória aumenta atingindo gradativamente um valor estável, caracterizando o estado constante (*steady state*).

Nas adaptações respiratórias ao trabalho dinâmico local ou estático intermitente, observa-se, geralmente, uma normo-ventilação, ou seja, não ocorre variação importante do coeficiente de utilização de oxigênio. No entanto, quando o trabalho é intenso, o consumo de oxigênio deixa de acompanhar as necessidades de dispêndio. Ele aumenta progressivamente de acordo com o tempo, sem alcançar o estado constante, surgindo, então, um estado de esgotamento.

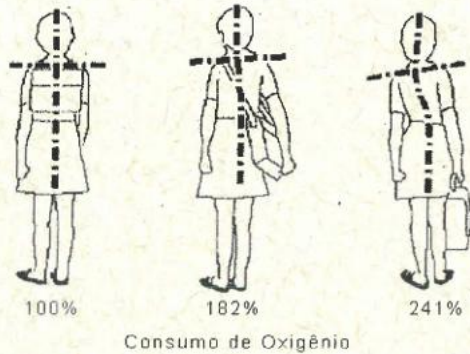
As adaptações respiratórias em função do trabalho estático contínuo caracterizam bem o exposto. Quando se tem que suportar cargas elevadas, observa-se uma hiperventilação, com elevação da frequência respiratória, à medida que o trabalho se prolonga. Esta elevação é tanto maior quanto maior a carga suportada. Sob as mesmas condições, um esforço estático comparado a um trabalho dinâmico, apresentará um consumo energético mais elevado, aumento dos batimentos cardíacos e necessidade de períodos maiores de pausas.

Isto é fácil de se compreender se for levado em conta que sob um suprimento inadequado de oxigênio, a degradação da glicose para regeneração do ATP (glicose anaeróbica) é prejudicada resultando, ainda, em maior quantidade de ácido lático que prejudica a ação dos músculos. A deficiência de oxigênio, que ocorre no esforço muscular estático, reduz inevitavelmente a capacidade de trabalho muscular.

Malhorta e Sengupta (1965², *apud* Grandjean, 1981) demonstraram que os escolares que carregavam sua mala em uma das mãos necessitavam duas vezes ou mais energia do que aqueles que carregavam a mala nas costas (*Figura 3*). O incremento do consumo energético (medido a partir do consumo de oxigênio) deve ser atribuído a elevada carga estática nos braços, ombros e tronco.

² MALHORTA, M. S.; SENGUPTA, J. (1965) Carrying of school bags by children. *Ergonomics*, 8, 55-60.

Figura 3 Efeito do esforço estático sobre o consumo energético para três maneiras diferentes de carregamento de mala (Malhorta e Sengupta, 1965² apud Grandjean (1981)

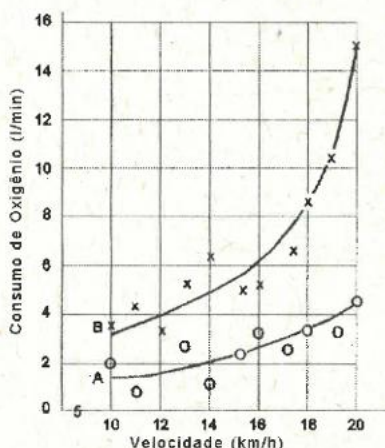


É oportuno esclarecer que o trabalho respiratório também tem um custo pois necessita de um certo gasto de oxigênio que, se pouco importante em repouso, aumenta em trabalhos mais pesados resultando em uma queda rápida do rendimento mecânico dos músculos respiratórios quando a ventilação aumenta. Em repouso, o trabalho respiratório, representando de 1 a 2% do metabolismo basal, não exige mais que 0,1 a 0,5ml de O_2 por litro de ar ventilado; o rendimento dos músculos respiratórios, relativamente baixo, não ultrapassa cerca de 10%. Quando o débito ventilatório aumenta, o volume de O_2 necessário aumenta segundo uma parábola: ele é da ordem de 5 a 20ml por uma ventilação de 20000ml/min, atingindo 20 a 60ml por ventilação de 50000ml/min e 120 a 200ml por ventilação de 100.000 ml/min. Cada litro de ar ventilado por minuto, acima deste nível, exige um aporte suplementar de 10ml de O_2 . O crescimento do custo de trabalho respiratório é parcialmente responsável pela baixa do rendimento do trabalho muscular constatado quando o esforço aumenta.

Conforme já mencionado no *Capítulo 2.1*, sobre atividade muscular, logo no início do trabalho, o músculo utiliza imediatamente sua energia disponível a partir de degradação de ATP em ADP. Depois, a degradação e ressíntese de ATP não é possível após esgotamento das reservas de fosfocreatina e o músculo passa a utilizar as suas reservas de glicogênio e a glicose trazida pelo sangue, que fornecem energia a partir da combustão pelo oxigênio, em reserva na mioglobina e, também, em circulação no sangue. Até então, o músculo se utiliza das reservas locais de O_2 mas, depois, a necessidade de absorção de oxigênio do meio externo cresce. É a partir daí que a energia passa a derivar de reações oxidativas possíveis pelo aumento do consumo de oxigênio. Este acréscimo, no entanto, não é imediato pois antes são acionados os mecanismos neurais e hormonais de regulação da circulação e respiração para manutenção da homeostasia.

No período de adaptação ao trabalho muscular, o volume de oxigênio consumido é menor do que aquele que, num mesmo período de tempo, será consumido durante o estado constante. O consumo de oxigênio no período de instalação do trabalho cresce gradativamente conforme uma parábola de concavidade voltada para a esquerda. Principalmente nos trabalhos pesados, o volume de oxigênio consumido após o trabalho é maior do que aquele absorvido durante sua realização. O gráfico da *Figura 4* mostra valores obtidos com um indivíduo bastante treinado em exercício sobre esteira rolante, a diferentes velocidades.

Figura 4 Valores de consumo energético obtidos com um indivíduo bastante treinado em exercício sobre esteira rolante, a diferentes velocidades (Monod e Pottier, 1981)



Na *Figura 4*, a curva A corresponde ao débito de oxigênio durante a fase de instalação do trabalho. A curva B corresponde ao excesso de oxigênio consumido para voltar ao estado de repouso, durante a fase de recuperação.

TÉCNICAS PARA AVALIAÇÃO DAS ALTERAÇÕES RESPIRATÓRIAS

A medicina do trabalho, além da avaliação clínica e radiológica, se utiliza, também, da análise da função respiratória para constatar as possibilidades de adequação do trabalhador a uma profissão. Em pessoas normais, a limitação na capacidade física de trabalho raramente é devida ao componente respiratório mas, geralmente, à baixa capacidade cardíaca de adaptação ao esforço físico. No entanto, estes testes, denominados testes biométricos, são importantes quando há necessidade de indicar o tipo de trabalho mais seguro para um indivíduo, pois a aptidão ao trabalho muscular pode depender da capacidade aeróbica. Ela está ligada à capacidade vital e à quantidade de hemoglobina contida no sangue. Estes dois fatores condicionam, respectivamente, a capacidade máxima de renovação do ar alveolar e a capacidade máxima de fixação de oxigênio indispensável para transformação de energia química em mecânica.

Por meio de técnicas e equipamentos específicos, o médico se utiliza de índices como capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório no 1º segundo (VEFS) e volume máximo ventilatório (VMV) como prova de esforço para adequação a uma atividade física. A título de informação, as *Tabelas 1 e 2* informam os valores de CVF, VEFS e VMV esperados para indivíduos normais. Considera-se que nas provas de esforço os valores encontrados devem ser iguais ou maiores do que 90% do valor esperado para um indivíduo de mesmo sexo, idade e altura.

Os equipamentos utilizados nos testes biométricos de laboratório permitem avaliar a capacitação do indivíduo para determinados trabalhos, mas não são indicativos das variações fisiológicas que importam à função respiratória pelo trabalho muscular. A análise destas variações é possível pela avaliação da ventilação a partir das alterações do volume corrente e da frequência respiratória. Na ergonomia, conforme já mencionado anteriormente, a avaliação do consumo de oxigênio é um indicativo do dispêndio energético de um indivíduo em uma dada tarefa. Esta mensuração pode ser feita por meio da variação do volume corrente e da frequência respiratória.

Tabela 1 Volumes e capacidades pulmonares esperados para homens normais (Couto, 1978)

Altura	Índices	Idade									
		20	25	30	35	40	45	50	55	60	65
1,50	CVF	4,3	4,4	4,3	4,3	4,2	4,0	3,8	3,8	3,6	3,5
	VEFS	3,6	3,6	3,5	3,4	3,3	3,2	3,1	2,9	2,8	2,7
	VMV	178	169	160	151	142	134	125	116	107	98
1,55	CVF	4,5	4,6	4,5	4,5	4,5	4,4	4,2	4,0	3,8	3,7
	VEFS	3,7	3,7	3,6	3,5	3,4	3,3	3,2	3,0	2,9	2,8
	VMV	183	174	166	157	148	139	130	122	113	104
1,60	CVF	4,7	4,8	4,7	4,7	4,7	4,6	4,4	4,2	4,0	3,9
	VEFS	3,8	3,8	3,7	3,6	3,5	3,4	3,3	3,1	3,0	2,9
	VMV	189	180	171	162	154	145	136	127	118	110
1,65	CVF	4,9	5,0	4,9	4,9	4,9	4,8	4,6	4,4	4,2	4,1
	VEFS	3,9	3,9	3,8	3,7	3,6	3,5	3,4	3,2	3,1	3,0
	VMV	194	186	177	168	159	150	142	133	124	115
1,70	CVF	5,3	5,4	5,3	5,3	5,3	5,2	5,0	4,8	4,6	4,5
	VEFS	4,1	4,1	4,0	3,9	3,8	3,7	3,6	3,4	3,3	3,2
	VMV	200	191	182	174	165	156	147	138	130	121
1,75	CVF	5,7	5,8	5,7	5,7	5,7	5,6	5,4	5,2	5,0	4,9
	VEFS	4,3	4,3	4,2	4,1	4,0	3,9	3,8	3,6	3,5	3,4
	VMV	206	197	188	179	170	162	153	144	135	126
1,80	CVF	6,1	6,2	6,1	6,1	6,1	6,0	5,3	5,6	5,4	5,3
	VEFS	4,5	4,5	4,4	4,3	4,2	4,1	4,0	3,8	3,7	3,6
	VMV	211	202	194	185	176	167	158	150	141	132
1,85	CVF	6,5	6,6	6,5	6,5	6,5	6,4	6,2	6,0	5,8	5,7
	VEFS	4,8	4,8	4,7	4,6	4,5	4,4	4,3	4,1	3,9	3,8
	VMV	217	208	199	190	182	164	164	155	146	138
1,90	CVF	7,0	7,1	7,0	7,0	7,0	6,9	6,7	6,5	6,3	6,2
	VEFS	6,2	5,2	5,0	5,0	4,9	4,8	4,7	4,5	4,3	4,2
	VMV	223	214	196	196	187	179	170	161	152	143

CVF= Capacidade Vital Forçada

VEFS = Volume Expiratório Forçado no 1º Segundo

VMV= Volume Máximo Ventilatório

Tabela 2 Volumes e capacidades pulmonares esperados para mulheres normais (Conto, 1978)

Altura	Índices	Idade									
		20	25	30	35	40	45	50	55	60	65
1,40	CVF	2.5	2.4	2.4	2.3	2.3	2.2	2.1	2.1	2.0	2.0
	VEFS	2.1	2.1	2.0	1.9	1.8	1.7	1.7	1.6	1.5	1.4
	VMV	118	115	112	109	107	104	101	98	95	93
1,45	CVF	3.2	3.3	3.3	3.2	3.2	3.1	2.9	2.7	2.5	2.4
	VEFS	2.7	2.6	2.6	2.5	2.5	2.3	2.2	2.0	1.8	1.7
	VMV	120	118	115	112	109	106	104	101	98	95
1,50	CVF	3.3	3.4	3.4	3.3	3.3	3.2	3.0	2.8	2.6	2.5
	VEFS	2.6	2.7	2.7	2.6	2.6	2.4	2.3	2.1	1.9	1.8
	VMV	123	120	117	114	112	109	106	103	100	98
1,55	CVF	3.5	3.6	3.6	3.5	3.5	3.4	3.2	3.0	2.8	2.7
	VEFS	2.9	2.8	2.8	2.7	2.7	2.5	2.4	2.2	2.0	1.9
	VMV	125	123	120	117	114	111	109	106	103	100
1,60	CVF	3.7	3.8	3.8	3.7	3.7	3.6	3.4	3.2	3.0	2.9
	VEFS	3.0	2.9	2.9	2.8	2.8	2.6	2.5	2.3	2.1	2.0
	VMV	129	125	122	120	117	114	111	108	106	103
1,65	CVF	4.0	4.1	4.1	4.0	4.0	3.9	3.7	3.5	3.3	3.1
	VEFS	3.2	3.1	3.1	2.9	2.9	2.8	2.7	2.5	2.3	2.2
	VMV	130	128	125	122	119	116	114	111	108	105
1,70	CVF	4.3	4.1	4.4	4.3	4.3	4.2	4.0	3.8	3.6	3.5
	VEFS	3.4	3.3	3.3	3.1	3.1	3.0	2.9	2.7	2.5	2.4
	VMV	133	130	127	125	122	119	116	114	111	108
1,75	CVF	4.7	4.8	4.8	4.7	4.7	4.6	4.4	4.2	4.0	3.9
	VEFS	3.6	3.5	3.5	3.3	3.3	3.2	3.1	2.9	2.7	2.6
	VMV	126	133	130	127	124	121	119	116	113	110
1,80	CVF	5.1	5.2	5.2	5.1	5.1	5.0	4.8	4.6	4.4	4.3
	VEFS	3.9	3.8	3.8	3.6	3.6	3.5	3.4	3.2	3.0	2.9
	VMV	138	135	132	130	127	124	121	118	116	113

CVF = Capacidade Vital Forçada VEFS = Volume Expiratório Forçado no 1º Segundo VMV = Volume Máximo Ventilatório

Medição do volume corrente

A medida mais precisa para avaliação do esforço pela intensidade da respiração é dada pelo volume corrente. Esta mensuração permite avaliar o dispêndio energético em função da quantidade de oxigênio inspirado.

A mensuração dos gases trocados é feita por um medidor de gases (que pode ser preso às costas do indivíduo) ligado a uma máscara a qual, por meio de válvulas, direciona o ar exalado para o instrumento. Parte deste ar fica armazenado em um recipiente que posteriormente é levado ao laboratório onde a quantidade de oxigênio é analisada. A diferença entre a quantidade de oxigênio do ar inalado e exalado, multiplicado pelo volume de ar que passa pelo medidor de gases informa a quantidade total de oxigênio consumido. Multiplicando-se por 4,82Kcal, a quantidade de oxigênio consumida é convertida em energia consumida.

Em laboratório, a avaliação do volume corrente de um indivíduo em um trabalho mecânico mensurável e de intensidade graduada, é bastante utilizada. Através de testes controlados e progressivos de trabalho muscular geral (bicicleta ergométrica, por exemplo) pode-se, de um lado, avaliar a capacidade aeróbica máxima de um operador e, de outro, estabelecer a relação entre consumo de oxigênio e potência de trabalho para este indivíduo.

Numa situação de campo, por outro lado, as mensurações do volume corrente são mais complexas. As limitações de utilização industrial deste método devem-se às dificuldades técnicas (pois exige um laboratório de análise próximo ao local de avaliação) e aos inconvenientes do uso de máscara e do recipiente de ar pelo sujeito em observação, que sem dúvida geram desconforto. Portanto, a avaliação do consumo de oxigênio (discutida em mais detalhe no *Capítulo 4* deste livro) requer certas precauções: a adaptação do indivíduo ao uso do equipamento é um fator agravante na análise, pois o uso de um equipamento desconfortável e estranho às atividades comumente realizadas pode incorporar variações na ventilação (em função do medo ou desconforto do operador) que mascaram os resultados.

Considerando estes fatos e apesar da mensuração do volume corrente fornecer dados mais precisos com relação ao consumo de oxigênio e dispêndio energético, a avaliação da frequência respiratória é o método mais utilizado para análise em campo.

MEDIÇÃO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓ- RIA

O registro da frequência respiratória é obtido com auxílio de pneumógrafos que demonstram as variações do perímetro torácico, ou de termistências (sensores térmicos).

termistências

As termistências são colocadas diante da boca ou do nariz da pessoa e, como são sensíveis às variações de temperatura do ar respirado, acusam o momento de inspiração e expiração. Como o ar expirado é mais quente (devido ao calor do corpo) que o inspirado (quando a temperatura deste último não passa de 38°C) a diferença de temperatura durante o movimento respiratório é expressa por um sinal gravado. O número de respirações por unidade de tempo é também registrado, permitindo comparar as alterações no ritmo da frequência respiratória.

pneumógrafos

O registro com auxílio de pneumógrafos é mais confortável do que os sensores térmicos. Além do mais, podem ser utilizados sob temperaturas mais quentes pois não medem diferenças entre a temperatura externa e interna do ar. O pneumógrafo constitui-se de um cinto, com sensor para as variações do perímetro torácico entre o movimento de inspiração e expiração. Deve ser ajustado sobre o tórax, com o sensor em frente e no final do osso esterno. A cada inspiração e expiração, o transdutor contrai ou distende, acarretando diferentes resistências elétricas e voltagens. O aparelho registra as diferenças de voltagens e as equaliza, medindo o número de respirações (inspirações e expirações) por minuto. Passando as medições gravadas para um interpretador, os sinais são integrados resultando no registro de valores médios por minuto, durante todo o tempo de avaliação.

Para avaliação da frequência respiratória, além da análise simultânea do trabalho (para situar, no tempo, as atividades desenvolvidas e posteriormente averiguar em qual delas houve variação de frequência) é necessário comparar a frequência respiratória em trabalho com a frequência em repouso. No entanto, a avaliação do gradiente não é suficiente para calcular a intensidade do esforço, já que devido a sua grande variabilidade e por ela não ser um fator limitante do trabalho, não se pode definir os limites da frequência respiratória. Em cada caso particular pode-se ter, com a variação da frequência respiratória, uma idéia das oscilações (para mais ou para menos) em diferentes atividades de trabalho e, daí, analisar as situações de maior ou menor sobrecarga física.

OS LIMITES VENTILATÓRIOS DO TRABALHO MUSCULAR

A ventilação máxima, tal qual medida nas provas respiratórias, passa de 120 litros/min num homem adulto jovem, podendo atingir 140 ou 150 litros/min durante tempo relativamente curto. Considerados separadamente, o volume corrente máximo pode chegar a 3 litros para o homem e 2 litros para a mulher, e a frequência respiratória a 65 - 70/min. Estes valores extremos não produzem ventilação econômica. Tais níveis de ventilação, jamais atingidos no trabalho industrial, dão uma idéia das reservas do organismo. Para um consumo de O_2 de 1,6 a 2 litros/min (50% da capacidade aeróbica) corresponde um volume respiratório da ordem de 45 litros/min (35% da ventilação máxima). Os músculos respiratórios trabalham, então, a 10% de sua capacidade máxima.

Estudos concluíram que um trabalho que envolve um consumo energético de 3500Kcal, (compatível com a duração de atividade prolongada) comporta uma frequência respiratória de 14/min e um volume corrente de 1,4 litros, ou seja, uma ventilação máxima de 20 litros/min. Para respeitar uma margem de segurança, a ventilação durante o trabalho não deveria passar de 40 litros/min no homem e 35 litros/min na mulher.

Com base nos estudos de Newburgh (1949³), Monod e Pottier (1981) resumiram em uma tabela (*Tabela 5*) a duração possível dos trabalhos musculares realizados em temperatura moderada, em função da ventilação pulmonar correlacionando, também, a frequência cardíaca.

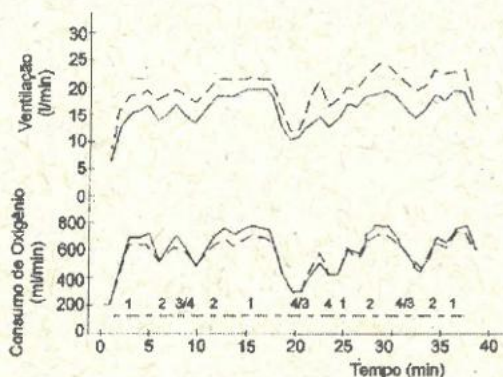
³ NEWBURGH; L. H. (1949) *Physiology of heat regulation*. Philadelphia: Saunders. 1 vol., 449 p.

Tabela 5 Limites ventilatório e cardíaco do trabalho muscular sob temperatura moderada (Newburgh, 1949¹, apud Monod e Pottier, 1981)

Ventilação (V min)	Duração Máxima do Trabalho	Frequência Cardíaca (bat/min)
22	Indefinido	110
25	8 horas	120
36	5 horas	125
50	2 horas	150
60	20 minutos	175

Brouha (1964¹ apud Monod e Pottier, 1981) estudou 8 pessoas, cujo trabalho, durante 40 minutos, comportava uma sucessão de tarefas de manipulação de manivelas e manobras de válvulas. O perfil ventilatório, conforme *Figura 5*, mostrou a existência de picos entre 18 e 22 litros/minuto.

Figura 5 Valores médios (para 8 pessoas) da ventilação (acima) e o consumo de oxigênio (abaixo) (Brouha, 1964¹ apud Monod e Pottier, 1981)



A respeito de um estudo de Lundgren sobre o trabalho do lenhador, Monod e Pottier (1981) comentam que foi observada uma ventilação na ordem de 50-60 litros/min no curso da operação de abate das árvores com a serra, num período de 15 minutos. Tais valores indicam uma intensidade de trabalho elevada, incompatível com trabalhos prolongados.

Com base na ventilação e, portanto, no consumo de oxigênio, o custo fisiológico da tarefa pode ser avaliado por meio do consumo de energia despendido pelo trabalhador para executá-la. Em repouso, o corpo humano consome uma determinada quantidade de energia para manu-

¹ BROUHA, L. (1964) L'exploration fonctionnelle pulmonaire en physiologie du travail et du sport. In: L'exploration fonctionnelle pulmonaire. Paris: Flammarion. 1 vol., 1512 p.

tenção da vida. No entanto, quando há atividade física, há um incremento deste consumo e, até recentemente, a avaliação do consumo energético por meio da mensuração do consumo de oxigênio era utilizada para estimar a sobrecarga de trabalho.

Conforme é detalhado no *Capítulo 4* deste livro, a carga de trabalho físico pode ser avaliada quer pela mensuração da taxa metabólica por captação de oxigênio durante o trabalho, quer por cálculo indireto, com base no pulso de trabalho, registrado durante o trabalho (Astrand e Rodahl, 1986; Grandjean, 1998). Tanto a frequência cardíaca quanto a taxa metabólica para estimar o dispêndio de energia são sensíveis para trabalhos físicos dinâmicos, e têm sido largamente aceitas, como indicadores confiáveis da fadiga resultante. Níveis específicos destas duas respostas fisiológicas, em trabalhos físicos dinâmicos, são usadas pelos ergonomistas no projeto de atividades de trabalho que não causem exaustão ou fadiga excessiva.

- REFERÊNCIAS** ASTRAND, P.-O.; RODAHL, K. (1986) *Textbook of work physiology*, 3rd ed.
- COUTO, H. A. (1978) *Fisiologia do trabalho aplicada*. Belo Horizonte: Ibrica.
- GRANDJEAN, E. (1981) *Fitting the task to the man*. London: Taylor & Francis.
- GUYTON, A. C. (1973) *Tratado de fisiologia médica* 4^o edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- MONOD, H.; POTTIER, M. (1981) Adaptations respiratoires et circulatoires du travail musculaire. In: SCHERRER, J. (Ed.) *Precis de physiologie du travail*. Notions d'ergonomie. Paris: Masson. 585 p.
- NETTER, F. H. (1979) *Respiratory system*, volume 7. New York: Matthew B. Divertie & Alister Brass.
- PASSMORE, R.; ROBSON, J. S. (1973) *O companheiro do estudante de medicina*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

2 3 Fisiologia:

Circulação

Lia Buarque de Macedo Guimarães

adaptado de GUYTON, A. C. (1973) e PASSMORE, R. e ROBSON, J. S. (1973)

A célula é a unidade viva fundamental. Cada órgão é, na realidade, um agregado de inúmeras células que se mantêm unidas por estruturas de sustentação intercelulares. Cada célula é adaptada especialmente para desempenhar uma função, mas todas têm características básicas comuns. Necessitam de substâncias nutritivas para manutenção da vida, utilizam quase os mesmos tipos de alimentos e todas usam oxigênio (O_2) como uma das principais fontes para obtenção de energia pois ele se combina com carboidrato, gordura e proteína para liberar a energia necessária à função celular. Os mecanismos gerais da transformação de alimentos em energia são fundamentalmente iguais em todas as células as quais lançam os produtos finais de suas reações químicas nos fluidos que as circundam.

Cerca de 56% do corpo humano é constituído de líquido. Parte dele, denominado líquido intracelular, está no interior das células e outra parte está nos espaços intercelulares e se denomina líquido extracelular. Este último comporta os nutrientes necessários à manutenção da vida das células e está em constante movimento pelo corpo transportado, primeiro, pela circulação sanguínea e, depois, pelo movimento de difusão entre os capilares e as células.

Tendo em vista que todas as células vivem essencialmente no mesmo meio, o líquido extracelular é também conhecido como meio interno ou *milieu interieur* conforme chamado pela primeira vez, em 1857, pelo fisiologista francês Claude Bernard. Neste ano, numa conferência na Sorbonne, em Paris, Claude Bernard definiu o mais conhecido princípio da fisiologia: “*Todos os mecanismos vitais, por mais variados que sejam, têm sempre uma só finalidade: a de preservar a constância das condições de vida no meio interno.*”

Em 1929, o fisiologista americano Canon introduziu o termo homeostasia para descrever o princípio de que o sangue e a linfa que banham as células configuram um meio interno que protege as células dos órgãos do corpo das variações do meio externo. Os processos homeostáticos são as reações fisiológicas que tendem a restaurar o meio interno a um estado de equilíbrio ou de repouso. Por exemplo, um exercício físico pesado eleva a temperatura e a acidez do sangue, mas também inicia respostas que fazem o sangue voltar ao seu nível normal. Durante uma corrida, começa-se a suar para reduzir a elevação de temperatura corporal. Fisiologicamente, a sudorese é um mecanismo de resfriamento posto em ação assim que há elevação da temperatura corporal. Também durante a corrida, a produção de um ácido como o dióxido de carbono (CO_2) poderia alterar em demasia a alcalinidade do sangue mas isso não acontece pois, no exercício, há aumento da frequência respiratória levando a uma eliminação rápida do dióxido de carbono tão logo ele se forme. O ofego no fim da corrida leva o pH sanguíneo ao seu nível normal em poucos minutos.

Todos os órgãos e tecidos realizam funções que concorrem para manter constantes ou estáveis as condições do meio interno. O sistema cardiovascular ou circulatório tem, neste ponto, uma função importantíssima de transporte.

NOÇÕES ANATOMO- FISIOLOGICAS

Para que todas as células possam ser rapidamente alimentadas, o corpo humano possui um sistema de abastecimento, que compreende o sangue, o conjunto de tubos denominados vasos sanguíneos (através dos quais flui este sangue) e uma bomba, o coração, que conduz este fluxo.

Um rápido fluxo do volume de sangue por todas as partes do organismo, através dos vasos sanguíneos, é produzido pelas pressões geradas pela ação bombeadora do coração. O extraordinário grau de arborização destes vasos assegura que todas as células do organismo sejam irrigadas por pelo menos um dos menores ramos, os capilares. A difusão através das paredes dos capilares e do líquido intersticial permite a troca de nutrientes e dejetos do metabolismo entre o sangue capilar e as células próximas. Assim, a circulação utiliza o fluxo de volume para solucionar o problema de distribuir o sangue aos vários órgãos e tecidos e faz uso da difusão para as trocas reais entre o sangue e as células.

O principal papel da circulação tornou-se claro através dos estudos de Harvey, publicados em um volume intitulado "De Motu Cordis" em 1628. Ele demonstrou que o sistema cardiovascular forma um círculo,

de tal modo que o sangue é continuamente bombeado do coração para um conjunto de vasos (artérias) retornando através de outro grupo de vasos (veias).

O coração pode ser concebido como uma bomba dupla com dois circuitos (*Figura 1*). O sangue é bombeado da metade direita do coração (coração direito) para os pulmões através de um circuito denominado circulação pulmonar, retornando à metade esquerda do coração (coração esquerdo). É também ejetado pelo segundo circuito (circulação sistêmica) da metade esquerda do coração para todos os tecidos do organismo (com exceção dos pulmões), retornando à metade direita do coração. Em ambos os circuitos, os vasos que conduzem o sangue para longe do coração são denominados artérias e os que retornam o sangue ao coração, desde os tecidos e pulmões, são chamados veias. No circuito sistêmico, o sangue deixa a metade esquerda do coração através de uma grande artéria, a aorta. Da aorta ramificam-se as artérias que levarão o sangue aos vários tecidos e órgãos. As artérias se ramificam em unidades menores denominadas arteríolas e estas, finalmente, em um imenso número de vasos muito pequenos e finos, denominados capilares. Os capilares unem-se para formar vasos maiores, as vênulas, as quais se reúnem para formar outros vasos ainda maiores, denominados veias. As veias dos órgãos e tecidos unem-se para originar duas grandes veias: a veia cava inferior (da porção inferior do corpo) e a veia cava superior (da metade superior do corpo). É por elas que o sangue retorna à metade direita do coração.

O circuito sistêmico pode ser visto, então, como duas redes, uma arterial e outra venosa, tendo a mesma origem, o coração, e conectadas por ramos menores, os capilares, que ligam os ramos menos calibrosos de cada uma das redes.

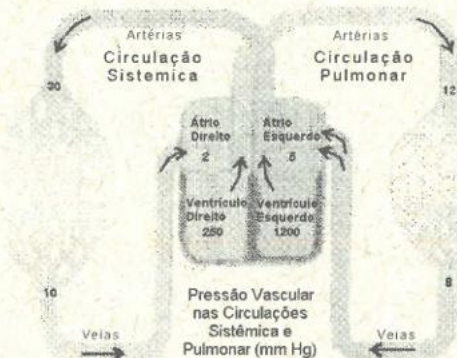


Figura 1
Diagrama dos
circuitos sistêmico
e pulmonar
(Netter, 1979)

A circulação pulmonar tem um circuito similar. O sangue deixa a metade direita do coração através de uma grande artéria, o tronco pulmonar, que se divide em duas artérias pulmonares, uma para cada pulmão. No interior dos pulmões, as artérias se subdividem e terminam por formar as arteríolas e estas, os capilares. Estes unem-se para gerar as vênulas as quais formam veias maiores. O sangue deixa os pulmões através de grandes veias, as veias pulmonares, que se esvaziam na metade esquerda do coração.

O sangue que flui para a metade direita do coração pelas veias sistêmicas e da metade direita do coração pelas artérias pulmonares, tem baixo conteúdo de oxigênio. À medida que este sangue passa através dos capilares pulmonares, capta grande quantidade deste gás e, por isso, o sangue nas veias pulmonares, coração esquerdo e artérias sistêmicas tem elevado teor de oxigênio. À medida que este sangue passa pelos capilares dos tecidos e dos órgãos de todo o organismo, muito deste oxigênio deixa o sangue, resultando em sua menor presença no sangue venoso da circulação sistêmica. O sangue só pode passar das veias para as artérias após ter sido bombeado através do circuito pulmonar, oxigenando assim todo o sangue que provém dos tecidos do organismo antes que seja bombeado de volta aos mesmos. Para melhor compreensão da importância do coração como bomba, neste sistema, será descrito abaixo um sumário dos eventos que ocorrem no coração a cada contração, isto é, o ciclo cardíaco.

CICLO CARDÍACO

O ciclo cardíaco é o período compreendido entre o fim de uma contração cardíaca e o fim da contração cardíaca seguinte. Tomando por início o fim da primeira contração, portanto, o coração relaxado, tem-se:

1. Enchimento dos átrios com o sangue oriundo das veias cavas (superior e inferior) à direita e, das veias pulmonares à esquerda;
2. Abertura das válvulas atrio-ventriculares direita (tricúspede) e esquerda (mitral);
3. Contração bi-atrial (esquerdo e direito);
4. Repleção dos ventrículos;
5. Elevação da pressão ventricular, causando fechamento das válvulas atrio-ventriculares A-V;
6. Pressão ventricular que supera a pressão na aorta (esquerda) e artéria pulmonar (direita) levando à abertura das válvulas aórtica e pulmonar;
7. Passagem do sangue contido nos ventrículos para a aorta e artéria pulmonar;

8. Pressão aórtica e pulmonar superando a pressão intra-ventricular, levando ao fechamento das válvulas aórtica e pulmonar;
9. Relaxamento ventricular;
10. Repleção atrial com o sangue das veias cavas e pulmonares.

Normalmente, a frequência dos batimentos cardíacos é de 75/min, tendo o ciclo cardíaco 0,8s ($60 \div 75 = 0,8$).

Regulação da Circulação

Em repouso, os batimentos cardíacos apresentam uma ritmicidade mantida pelo marcapasso do nódulo sinoatrial. A descarga rítmica do nódulo sinoatrial ocorre espontaneamente e na ausência de qualquer influência nervosa ou humoral, apesar de estar sob a influência constante de nervos e hormônios. Um grande número de fibras nervosas simpáticas e parassimpáticas terminam no nódulo sinoatrial. A estimulação dos nervos parassimpáticos (vagos), assim como a acetilcolina, causa uma redução na frequência cardíaca podendo até parar o coração por algum tempo se a estimulação for muito intensa. Os nervos simpáticos atuam de forma oposta. A sua estimulação (ou a aplicação local de noradrenalina) aumenta a frequência cardíaca. A frequência cardíaca, apesar de ser também sensível a outros fatores, é principalmente regulada pelo balanceamento dos efeitos retardadores da descarga parassimpática contra os efeitos aceleradores da atividade simpática que operam no nódulo sinoatrial.

No entanto, na iminência de um exercício, o cérebro é estimulado no centro cardioregulador que atua sobre o sistema nervoso simpático. Este, quando estimulado, determina a produção de catecolaminas (adrenalina e noradrenalina) pelas glândulas supra-renais o que origina uma dilatação das artérias coronárias no coração causando um aumento da oferta de oxigênio no miocárdio e, como resultado final, uma estimulação do nódulo sinoatrial que resultará no aumento da força e velocidade de contração do miocárdio. Todo o sangue que sai do coração para o corpo deve retornar ao coração, ou seja, o débito cardíaco deve ser igual ao retorno venoso. Débito cardíaco é, então, a quantidade de sangue ejetado na aorta pelos ventrículos em uma unidade de tempo e débito cardíaco ideal, aquele capaz de atender adequadamente as necessidades dos tecidos em uma atividade. Em repouso, o metabolismo dos tecidos é baixo e o débito cardíaco ideal será baixo. Em atividade física intensa, o metabolismo estará muito alto e o débito cardíaco ideal será alto. O mecanismo de ajuste do coração está ilustrado na *Figura 2*.

O coração, recebendo uma quantidade variável de sangue, utiliza dois mecanismos principais para adaptar-se:

auto-
regulação
heterométrica

Uma quantidade maior de sangue chegando ao coração distende as miofibrilas, fazendo com que o músculo cardíaco se contraia com mais força, aumentando o volume sistólico (volume de sangue nos ventrículos do coração). Ao contrário, quando uma quantidade menor de sangue chega ao coração, as miofibrilas se distendem menos, havendo contração mais fraca do músculo cardíaco e conseqüente redução do volume sistólico;

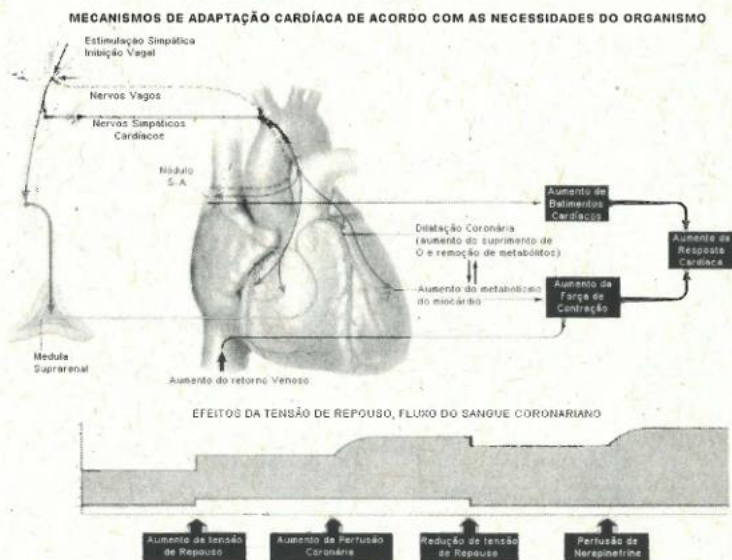


Figura 2
Mecanismo de
ajuste do coração
(Netter, 1971)

alterações do
tônus do
sistema
nervoso
simpático e
parassimpático

Os sistemas nervosos simpático e parassimpático fazem parte do sistema nervoso autônomo responsável pela regulação de diversos setores do corpo sobre o coração. No exercício físico, o estímulo simpático e a inibição parassimpática aumentam a força contrátil do coração e a frequência de estímulos, ou seja, aumenta o débito cardíaco, com aumento do volume sistólico e da frequência cardíaca. Em repouso, o estímulo parassimpático e a inibição do simpático diminuem a frequência cardíaca e o volume sistólico.

Em condições de repouso, o débito cardíaco é de aproximadamente 5 litros por minuto, sob a frequência cardíaca de 75 batimentos por minuto. Em condições de esforço físico extremo, em pessoa jovem com grande reserva cardíaca (capacidade do coração de adaptar-se a sobrecargas metabólicas aumentando o débito cardíaco), o débito cardíaco pode chegar a 35 litros por minuto, a custo de uma frequência de 200 batimentos por minuto.

Só pela auto-regulação heterométrica a reserva cardíaca é 2 vezes maior que o normal em repouso. Com a superposição do estímulo simpático, a reserva cardíaca passa a ser 6 vezes maior que o normal em repouso.

Adaptações da circulação durante o exercício

As células de um homem adulto necessitam, em repouso, de 200 a 250ml de oxigênio por minuto, sendo que esse oxigênio precisa ser transportado dos pulmões para as células de todo o organismo. Em repouso, a maior parte do oxigênio é utilizada pelo cérebro e pelo fígado, sendo que uma parte relativamente pequena é consumida pelos músculos. Durante o exercício intenso, as necessidades de oxigênio elevam-se para 4 ou mais litros/minuto, sendo a maior parte utilizada pelos músculos em atividade. Os tecidos, nessas condições, removem maior parcela de oxigênio que está sendo transportado pelo sangue arterial mas, no entanto, isso permite um aumento de apenas duas ou três vezes do suprimento de oxigênio o que pode não ser suficiente. Assim, deve ocorrer, também, um grande aumento do fluxo sanguíneo para os músculos em exercício, que será possível pela aceleração dos batimentos cardíacos.

No entanto, um exercício excessivamente pesado não pode ser mantido por muito tempo e, geralmente, um adulto se queixa de dispnéia (falta de ar) excessiva durante o esforço, quando é incapaz de elevar seu transporte de oxigênio acima de 1000 até 1250ml/minuto, ou de triplicar seu débito cardíaco durante o exercício. Entretanto, tais aumentos do transporte de oxigênio e do débito cardíaco são suficientes para permitirem que um homem exerça um trabalho leve e que realize esportes, sem grande dispêndio de energia.

O sistema cardiovascular é capaz de ajustar rapidamente a sua velocidade de fluxo dentro desses limites amplos, em resposta às necessidades metabólicas. Esse ajuste não ocorre apenas em relação ao débito cardíaco. A distribuição do fluxo sanguíneo para os tecidos (músculos, pele, cérebro, fígado e rins) também pode modificar consideravelmente, de acordo com as exigências metabólicas locais.

Certos órgãos e tecidos, particularmente o coração, músculos esqueléticos e outros órgãos musculares, revelam um crescente fluxo sanguíneo (hiperemia) toda vez que é aumentada sua atividade metabólica. O fluxo sanguíneo para os músculos que se exercitam avoluma-se em proporção direta ao aumento da atividade do músculo. Este fenômeno, conhecido como hiperemia ativa (ou do exercício), é uma consequência direta da dilatação arteriolar no interior do órgão que está mais ativo. Esta vasodilatação não depende da presença de inervação ou de hormônios, mas é uma resposta localmente mediada. Um maior ritmo na

atividade de um órgão, automaticamente produz um aumento do fluxo sanguíneo para ele, pela dilatação de suas arteríolas.

As arteríolas se dilatam porque sua musculatura lisa relaxa, isto é, perde uma fração de seu tônus contrátil basal. Os fatores que atuam sobre a musculatura lisa na hiperemia ativa para ocasionar o relaxamento são alterações químicas locais resultantes da crescente atividade metabólica celular. O fenômeno da hiperemia ativa é mais altamente desenvolvido no coração e músculos esqueléticos, que apresentam as mais amplas variações em atividades metabólicas do que qualquer outro órgão ou tecido do organismo.

Todos os órgãos necessitam da circulação sanguínea e a força impulsionadora deste fluxo é a pressão arterial média. A distribuição do fluxo depende principalmente das calorías das arteríolas em cada rede vascular sendo que ele pode sofrer alterações. Um fluxo sanguíneo adequado precisa ser mantido sempre para os órgãos vitais (encéfalo e coração) mas muitas áreas do organismo como o trato gastrointestinal, o rim, músculos esqueléticos e pele podem suportar reduções do fluxo sanguíneo por períodos de tempo mais longos ou mesmo, reduções severas por poucos minutos.

Durante um exercício, as arteríolas da musculatura esquelética se dilatam principalmente por causa da hiperemia ativa resultando em redução da resistência dos vasos. Se o débito cardíaco e os diâmetros arteriulares de todas as demais redes vasculares permanecerem os mesmos, o maior escoamento através dos vasos musculares ocasionará uma diminuição na pressão arterial o que, em consequência, diminuirá o fluxo por todos os outros órgãos do organismo. Na verdade, até os músculos que se exercitam sofrem uma diminuição de fluxo (abaixo daquele observado imediatamente após se terem dilatado) quando a pressão arterial decresce. Assim, a única maneira de garantir o fluxo essencial aos órgãos vitais e o adicional para a musculatura em exercício é evitar que a pressão arterial caia, o que pode ser conseguido pela alteração do débito cardíaco ou dos calibres das arteríolas de outras redes vasculares ou de ambos.

Quando arteríolas do músculo esquelético se dilatam durante o exercício, a resistência total de todas as redes vasculares (resistência periférica total) poderá de certa forma ser mantida se as arteríolas de outros órgãos tais como os rins e trato gastrointestinal (que podem facilmente suportar reduções moderadas de fluxo por períodos curtos de tempo) se constringirem. As arteríolas do encéfalo, no entanto, precisam permanecer inalteradas para assegurar a manutenção de um suprimento sanguíneo constante.

Este tipo de compensação de resistência pode atuar apenas dentro de certos limites pois com a vasoconstrição prolongada a ausência de fluxo adequado poderá causar graves lesões aos tecidos. A diminuição na resistência periférica decorrente da dilatação das arteríolas musculares é parcialmente contrabalançada pela constrição arteriolar em outros órgãos. Todavia, esta "escamoteação da resistência" é inteiramente incapaz de compensar a extraordinária dilatação das artérias musculares, e o resultado final é uma marcada diminuição na resistência periférica total. Por isso, entra em jogo um segundo mecanismo compensador: o aumento do influxo sangüíneo pela maior atividade da bomba, ou seja, do coração. Assim, quando os vasos sangüíneos se dilatam, além do primeiro mecanismo de compensação, a pressão arterial pode ser mantida constante estimulando-se o coração para que aumente seu débito.

Conforme já mencionado no *Capítulo 2.1* deste livro, sobre atividade muscular, a circulação tem um papel fundamental na execução de trabalho. A fim de manter a atividade muscular durante o exercício, um grande aumento do fluxo sangüíneo é necessário para suprir o oxigênio e nutrientes consumidos e para eliminar os metabólitos e calor produzidos.

Assim, o débito cardíaco pode aumentar de 5 l/minuto em repouso para um máximo de 35 l/minuto (conseguido por atletas treinados). O transporte dos nutrientes e do oxigênio até os locais de processamento metabólico, a mobilização dos metabólitos e do calor gerado, bem como a transmissão de informações por meio de regulação endócrina (hormônios liberados no sangue), são efetuados pelo sistema circulatório. A liberação de energia para atividade muscular depende de O_2 para oxidação de ATP nas mitocôndrias. Por intermédio da respiração externa (pulmonar) o sangue é mantido com uma mistura de gases que contém oxigênio e, assim, através da circulação, o sangue é transportado até os tecidos, onde o oxigênio é liberado. O fato dos músculos em atividade se localizarem em diferentes partes do corpo implica num comprometimento sério do controle do sistema circulatório. O fluxo sangüíneo em repouso não flui preferencialmente para a musculatura esquelética e, portanto, em condições de exercício, a fim de que a fadiga não se instale, entrarão em ação mecanismos que irão determinar um aumento de fluxo para a musculatura. Estes mecanismos compreendem: a) a redução do fluxo da musculatura esplancnica (fígado, intestino etc.); b) a redução do fluxo sangüíneo renal; c) breve vasoconstrição seguida de vasodilatação cutânea com o objetivo de dissipar o calor produzido pelo exercício e posterior vasoconstrição (veja *Figura 3*).

Antecipação do Exercício
Estimulação dos Centros Cardioresguladores
Aumento dos Batimentos Cardíacos

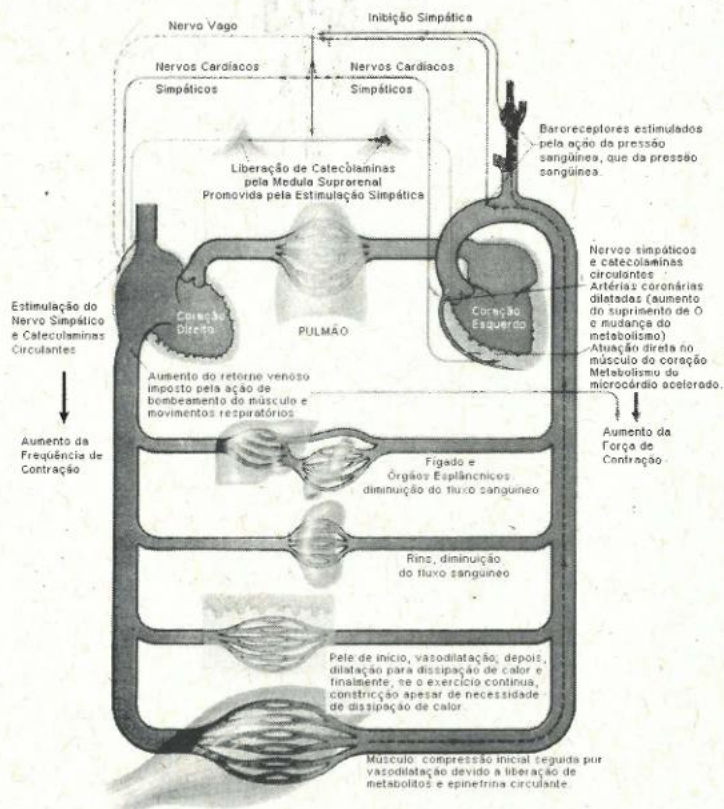


Figura 3 Resposta circulatória ao exercício (Netter, 1971)

Conforme já mencionado, o maior fluxo sanguíneo para os músculos é devido a acentuada dilatação arteriolar mediada por fatores locais associados com hiperemia ativa. No entanto, é importante frisar que em uma pessoa que está por iniciar um exercício, o fluxo sanguíneo muscular em realidade aumenta antes da atividade e, portanto, antes da hiperemia ativa. Esta resposta antecipada, que fornece rápido suprimento inicial de sangue ao músculo, é mediada por fibras simpáticas vasodilatadoras, as quais, uma vez iniciado o exercício, passam a ter valor secundário em relação a hiperemia ativa que passa, então, a predominar na produção de dilatação.

O aumento do débito cardíaco no exercício está associado com maior atividade simpática (pois os seus mediadores são a adrenalina e noradrenalina que acarretam em aumento de frequência cardíaca) e menor atividade do parassimpático (mediado pela acetilcolina que

reduz a frequência cardíaca). No entanto, a maior atividade simpática do coração não é a única responsável pelo elevado débito cardíaco do exercício. Ele não poderia ser aumentado até altos níveis, a menos que o retorno venoso ao coração fosse incrementado simultaneamente na mesma intensidade. Da mesma forma que a circulação arterial foi incrementada para nutrir a musculatura em atividade, a circulação de retorno (retorno venoso) também sofrerá um aumento em consequência da ação direta propulsiva da musculatura em movimento, bombeando o sangue que flui facilmente das artérias para as veias através das arteríolas dilatadas na musculatura esquelética.

Conforme já mencionado, a atividade cardíaca tem como função principal assegurar o fluxo sanguíneo para os tecidos do organismo e dois parâmetros determinam este fluxo: o volume sistólico e a frequência das contrações cardíacas. Como o volume sistólico pode variar de forma limitada devido a estrutura dos tecidos cardíacos, é a frequência cardíaca quem, principalmente, define o aumento do débito cardíaco quando ele é necessário no caso de redistribuição de fluxo quando alguns órgãos e tecidos exigem maior suprimento de nutrientes devido a incremento de suas atividades. Normalmente, a frequência cardíaca fica em torno de 75 batidas/minuto e, assim, o ciclo cardíaco dura 0,8s, em condição de repouso. Em trabalho, a irrigação sanguínea dos músculos aumenta. Em decorrência, a frequência cardíaca também aumenta, para suprir a quantidade de oxigênio necessária ao funcionamento muscular. Neste caso, o cérebro detecta a falta de oxigênio no nível muscular e emite ordem para aceleração dos batimentos cardíacos.

postura

A frequência cardíaca é alterada pela postura adotada no trabalho, pelas condições físicas do trabalhador, pelas condições ambientais do trabalho e esses efeitos se agregam aos do trabalho físico muscular, reduzindo a capacidade de trabalho. As posturas podem provocar aumento da frequência cardíaca, devido não só às contrações musculares que são exigidas para mantê-las mas, também, pelas modificações hidrodinâmicas e circulatórias que acarretam, que influirão mais ou menos, dependendo da postura adotada, ou seja, se sentada, em pé, inclinada, agachada etc.

ingestão de alimentos

As condições físicas importam sobremaneira nas alterações da frequência cardíaca, mas é importante ressaltar que, independentemente das condições físicas gerais, as condições em um dado momento também alteram a frequência cardíaca. Logo após uma refeição, por exemplo, a digestão torna-se mais um fator de incremento da frequência cardíaca devido à vasodilatação intensa da região esplâncnica. A magnitude deste incremento depende do tipo de refeição ingerida.

Alguns constituintes alimentares, como as proteínas, por exemplo, têm efeitos mais sérios e duradouros do que outros, como os glicídios por exemplo. A ingestão de álcool provoca um aumento notável da frequência cardíaca, muito superior, por exemplo, aos efeitos da ingestão de chá ou café.

RELAÇÃO ENTRE OS BATIMENTOS CARDÍACOS E AS CONDIÇÕES TÉRMICAS

Protegendo-se, o homem é capaz de suportar variações de temperatura de -50° a $+100^{\circ}$ Celsius. Mas em relação a sua temperatura interna (em torno de 37° Celsius), ele não tem condições de tolerar temperaturas superiores a 40° Celsius sem comprometer sua capacidade física e mental. Para manter uma temperatura em torno de 37° Celsius, o corpo se utiliza de um sistema de controle e, assim, se a temperatura aumentar, o corpo perde calor para o ambiente e reduz o funcionamento de mecanismos de ganho de calor. Se a temperatura interna cai abaixo de 36° Celsius, o corpo deixa de perder calor e estimula os mecanismos para produção de calor. Estes mecanismos são o metabolismo basal, atividade muscular generalizada (efeito de tiritar já visto no capítulo sobre atividade muscular) e efeitos hormonais para ganho de calor. Para perda, o corpo se utiliza de mecanismos de irradiação, condução e evaporação.

É importante salientar que é mais fácil manter a regulação da temperatura do organismo sob temperaturas baixas do que sob calor intenso porque há mais recursos para proteção ao frio (indumentária própria, por exemplo) do que para o calor.

Basicamente, é a circulação cutânea que promove a manutenção da temperatura do corpo pois, variando a circulação superficial, varia também a condução de calor da pele. Se há aumento da vascularização da pele, sua temperatura aumenta e, se o ambiente estiver mais frio, há perda de calor do corpo para o ambiente. Se há redução da vascularização cutânea, sua temperatura diminui e também o gradiente de temperatura entre a pele e o ambiente, não havendo perda calórica.

Exemplificando, expondo-se a ambientes quentes, há vasodilatação cutânea, a pele fica quente possibilitando a condução de calor com um fluxo sanguíneo aumentado (pode atingir $1500\text{ml}/\text{min}$). Em dias frios, o fluxo sanguíneo para a pele é reduzido ($250\text{ml}/\text{min}$) a pele fica fria e não há dissipação do calor do corpo para o ambiente. Neste processo, deve-se considerar também o papel do tecido gorduroso subcutâneo, que age como isolante térmico diminuindo a possibilidade de trocas de calor. Assim, o obeso tem mais dificuldade em manter a temperatura em ambientes quentes e o magro tem mais dificuldade em manter o calor do organismo em ambientes frios.

Quando o trabalho é realizado em condições de temperaturas elevadas, o sistema tem duas funções:

- a) transportar energia para os músculos;
- b) transportar o calor do interior do corpo para a pele.

trabalho sob calor

Quando um trabalho pesado tem que ser realizado sob temperaturas superiores a 26° Celsius, a eliminação do excesso de calor passa a ser mais uma carga para o coração. Deve-se salientar, no entanto, que as condições de temperatura a serem consideradas nas avaliações de trabalho é a condição de temperatura efetiva, que considera a temperatura, umidade do ar e velocidade do ar. No Brasil, a temperatura efetiva agradável está entre 24° Celsius e 26° Celsius. As avaliações de temperatura serão ainda mais exatas se as bases de análise calcarem-se sobre a temperatura efetiva corrigida que incorpora o calor radiante aos dados da temperatura efetiva.

Considerando-se que há sobrecarga térmica, ou seja, que o organismo está ganhando determinada quantidade de calor devido ao metabolismo ou às condições ambientais desfavoráveis, o indivíduo necessita perder este calor por evaporação de suor. A sobrecarga térmica resulta em sobrecarga cardíaca já que há aumento do débito cardíaco em função do aumento da vascularização cutânea necessária para perda de calor. O fato do calor ser uma sobrecarga para o coração faz com que em ambientes quentes haja uma tolerância menor à carga de trabalho pois, com pequenos esforços, a frequência cardíaca já estará próxima dos limites críticos.

trabalho no frio

Em ambientes frios, ao contrário, há uma redução dos batimentos cardíacos, redução de atividade de vascularização cutânea e inibição da sudorese para evitar perda de calor por evaporação. As cargas de trabalho são mais facilmente toleradas mas, no entanto, há prejuízo aos trabalhos que exigem destreza manual. Neste tipo de trabalho, há necessidade de tato apurado, movimentação precisa dos músculos da mão e flexibilidade das articulações. Mas se esta movimentação precisa é prejudicada pelo movimento de tiritar dos músculos para aquecimento do corpo, quando a temperatura das mãos cai abaixo de 15° Celsius, o indivíduo tem que interromper freqüentemente as atividades para reaquecer suas mãos, tornando o trabalho mais lento e aumentando a margem de erros e acidentes.

trabalho em altitude

Além dos efeitos do ambiente térmico sobre a frequência cardíaca, a altitude, principalmente para as pessoas não aclimatadas, importa bastante no nível de frequência pois acarreta uma diminuição da capa-

cidade de fixação de oxigênio no sangue arterial. Para garantir a quantidade de oxigênio necessária, o débito cardíaco aumenta, tanto mais quanto mais elevada for a altitude. A exposição a grandes altitudes (maior que 3000m) resulta em modificações circulatórias importantes. A PO_2 do ar inspirado e, conseqüentemente, do sangue arterial, é baixa, estimulando reflexamente tanto a respiração quanto o coração. A frequência cardíaca aumenta ocorrendo uma vasodilatação muscular.

RELAÇÃO ENTRE OS BATIMENTOS CARDÍACOS E O TIPO DE TRABALHO

Quando o músculo produz um trabalho dinâmico, a sucessão de contrações e relaxamentos musculares age como uma bomba sobre a circulação sangüínea, que se acelera. O músculo trabalha sob condições aeróbicas e é bem irrigado, o oxigênio e a glicose são normalmente transportados ao músculo e os dejetos são eliminados. Neste caso, o trabalho aeróbico, dinâmico, não teria limite se forem considerados os fatores musculares. Em um trabalho leve, a frequência cardíaca eleva-se atingindo, em 2 ou 3 minutos, um nível constante que se mantém estável durante o exercício. Este nível constante é um estado de equilíbrio, também chamado estado constante (*steady state*) entre a absorção de oxigênio e eliminação de gás carbônico. A frequência máxima alcançada é proporcional ao oxigênio absorvido pela musculatura.

Se o esforço aumentar gradativamente, mesmo que o débito de oxigênio contraído no início do trabalho se mantenha particularmente constante durante o esforço, o trabalho tem duração limitada. Ocorre um estado constante aparente pois a frequência cardíaca pode manter-se constante durante 3 a 4 horas de trabalho advindo, depois, um aumento brusco dos batimentos cardíacos que prenuncia o esgotamento iminente.

No trabalho pesado, a frequência cardíaca não alcança o estado constante nem mesmo no início do trabalho. Ela sobe continuamente até que a atividade tenha que ser interrompida pelo esgotamento. A curva de ascensão dos valores de frequência é tanto mais íngreme quanto maior for a diferença entre o limite de resistência ao trabalho e o desempenho, ou seja, a duração do turno de trabalho e a duração do esforço. Com o término do trabalho, a frequência cardíaca volta progressivamente ao estado de repouso.

Não é o trabalho propriamente dito que marca a duração do esforço, mas o gasto necessário à sua execução, tanto para a regulação da frequência quanto para o limite do seu desempenho. Em um trabalho idêntico, executado com diferentes partes da musculatura, os graus de eficiência são diferentes.

A frequência cardíaca varia também de acordo com o gasto metabólico. Quando um certo trabalho dinâmico é realizado utilizando um grande número de grupos musculares, e o consumo de energia está abaixo de um limite máximo, a frequência cardíaca fica em um nível de estado constante correspondente a este gasto. O mesmo trabalho realizado com menor número de grupos musculares poderá ter uma frequência cardíaca em elevação contínua. Quanto menor o número de grupos musculares envolvidos na execução de um trabalho, tanto mais aumenta a frequência cardíaca e tanto mais cedo o trabalho precisa ser interrompido antes que advenha a fadiga.

Considerando o exemplo de um nadador que percorre 100m em 5 minutos utilizando-se apenas das pernas para impulsionar a corpo, a frequência cardíaca será maior se o mesmo nadador utilizasse também os braços para percorrer a mesma distância no mesmo período de tempo. A utilização dos braços redistribui o esforço que no primeiro caso era todo demandado às pernas.

trabalho
estático

No trabalho estático ou isométrico, há um obstáculo à circulação sanguínea e o equilíbrio homeostático é rompido. Ele se caracteriza por um discreto aumento da circulação muscular resultando em uma desproporção entre o suprimento e o consumo de oxigênio, principalmente a partir de esforços acima de 15% a 20% da força máxima. A frequência cardíaca aumenta progressivamente com a duração da contração e esta elevação será tanto mais rápida quanto maior for a força, não importando que a massa muscular esteja em atividade

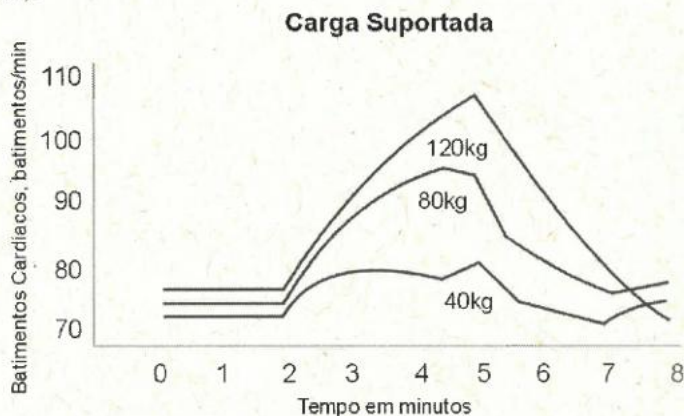
O trabalho estático acarreta em um aumento dos batimentos cardíacos mesmo não gerando mudanças no consumo energético. O aumento da frequência deve ser interpretado como um aumento da sobrecarga física. Os vasos sanguíneos são comprimidos pela contração contínua do músculo e a condução do sangue (e, por consequência, da glicose e oxigênio) fica reduzida, assim como a eliminação dos dejetos. Se a contração é relativamente intensa e for mantida por um tempo muito longo, o músculo esgota suas reservas e solicita algumas reações auxiliares: aumento do ritmo respiratório e da frequência cardíaca para aumentar a pressão arterial e lutar contra a pressão muscular. Com o passar do tempo, aparece a fadiga muscular, que se traduz por uma redução da força muscular máxima, depois por uma dor e, por fim, por tremor do músculo.

A compressão dos vasos é maior, quanto maior for o trabalho solicitado ao músculo, isto é, a contração muscular estática será mantida menos tempo quanto maior for o esforço demandado. Por exemplo, pode-se suportar um peso com o braço estendido por mais ou menos tempo, se este for menos ou mais pesado. Admite-se geralmente que, desde

que a força a ser exercida não ultrapasse 15 a 20% da força máxima do músculo, a contração pode ser mantida durante um tempo prolongado. Quando a força a ser exercida ultrapassar 20%, o tempo de esgotamento diminui rapidamente. Assim, um músculo não pode exercer uma força igual a 30% de sua força máxima por mais de 4 minutos. Quando o esforço é de cerca de 50% da força máxima, o esgotamento aparece por volta de 1 minuto.

Em laboratório, os efeitos do esforço muscular estático foram estudados, utilizando-se pesos que deveriam se suportados. A *Figura 4* mostra os resultados obtidos por Lind e McNicol (1968¹ apud Grandjean, 1981).

Figura 4 Relação entre os batimentos cardíacos, o tempo de duração de suporte de carga e o peso da carga suportada (Lind e McNicol, 1968¹ apud Grandjean, 1981)



Foi visto que qualquer que seja o esforço estático, a frequência cardíaca aumenta pouca coisa acima de 100 batimentos/min, e a frequência inicial de repouso é rapidamente restaurada. Monod (1981) registrou as frequências cardíacas durante contração estática de músculos de antebraço, estabelecendo a impossibilidade de manutenção da atividade por longo tempo, devido a dor. Descobriu que um peso de 3kg poderia ser suportado por apenas 3 minutos, tempo em que a frequência cardíaca atingiu 100 batimentos/minuto. Quanto menor o peso, mais tempo pode ser suportado e tanto mais baixa é a frequência cardíaca.

Hettinger (1970² apud Grandjean, 1981) também demonstrou os efeitos do esforço estático em um estudo sobre plantação de batatas (*Figura 5*). Em um caso, a cesta de batatas era transportada em uma das mãos;

¹ LIND, A. R.; McNICOL, G. W. (1968) Cardiovascular responses to holding and carrying weight by hand and by shoulder harness. *J. Applied Physiology*. 25, 261 - 267.

² HETTINGER, Th. (1970) *Angewandte Ergonomie*. Frenchen BRD: Bartmann-Verlag.

em outro caso, em uma cesta cuja alça cruzava o peito, mantendo a cesta em frente ao corpo. O fato de carregar a sacola na mãos resultou em um aumento dos batimentos cardíacos em torno de 45/min, enquanto que no outro caso, os batimentos foram de 35/min. Para segurar a cesta exigia-se um esforço do braço direito equivalente a 38% da sua força máxima. Hettinger concluiu que a sobrecarga cardíaca era causada pelo trabalho estático ao ter que suportar a cesta sobre um dos braços.

Figura 5 A sobrecarga cardíaca aumenta com o trabalho estático (suportar a cesta na mão) (Hettinger: 1970² apud Grandjean, 1981)



Isto significa que quão maior é o esforço estático, mais os períodos de repouso devem ser mais e mais longos. O período de recuperação é tão maior quanto a intensidade do esforço. Estes períodos de repouso são igualmente necessários em caso de grande esforço dinâmico. Na prática a fronteira entre trabalho estático e trabalho dinâmico não é de fácil percepção: o trabalho dinâmico pode tomar um caráter estático desde que seja efetuado lentamente ou desde que os intervalos de trabalho dinâmico sejam tão curtos que não permitam aos capilares encherem-se de sangue.

avaliação da
frequência
cardíaca

As avaliações da frequência cardíaca, de grande importância à análise do trabalho, associam não só as alterações metabólicas em função da atividade muscular como, também, as condições sob as quais está sendo realizado este trabalho. Os resultados obtidos permitem determinar e avaliar a importância dos diferentes componentes da carga de trabalho, detalhar as fases particularmente críticas das tarefas e, portanto, selecionar os componentes que devem ser modificados para atenuar essa carga: a postura para dar maior equilíbrio, carga térmica a ser reduzida, cargas que devem ser minimizadas, pausas que devem ser introduzidas etc.

Os resultados são obtidos e comparados entre cada trabalhador sob observação. A comparação entre a frequência em repouso e em trabalho considerada para cada indivíduo leva em conta as diferenças individuais. As mulheres, as pessoas entre 25 e 30 anos, as pessoas pouco treinadas ou de saúde deficiente têm uma frequência cardíaca de repou-

so mais elevada do que os homens jovens bem treinados e de boa saúde. Em geral, a frequência cardíaca daqueles aumenta mais fortemente que a destes últimos, em um mesmo trabalho sob as mesmas condições. Apesar da frequência máxima ser quase idêntica, a capacidade de trabalho de pessoas menos "atleticas" é mais reduzida.

TÉCNICAS PARA MENSURAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Existem mais de mil equipamentos para mensuração da frequência cardíaca que são, basicamente, de dois tipos: para medir o pulso e para medir a atividade elétrica do coração.

MEDIÇÃO DO PULSO

A medição do pulso, mais significativa para avaliação da recuperação cardíaca após o trabalho, é simplesmente obtida pela avaliação das pulsações na artéria radial sendo utilizada para medições após exercícios, pois causa interrupção do trabalho e desta forma, um distúrbio, acarretando em resultados falsos.

Nos EUA, Brouha (1967³ *apud* Grandjean, 1981) desenvolveu estudos detalhados quanto ao significado da frequência cardíaca de recuperação após o trabalho, demonstrando que as curvas de recuperação relacionam-se a diversos fatores (tipo de atividade muscular, intensidade, duração, calor etc.). A avaliação de frequência cardíaca por meio da palpação do pulso, segundo o método de Brouha, é pouco oneroso, sendo o material necessário uma cadeira e um cronômetro.

Condições de medida:

- parar a atividade do indivíduo;
- sentar o indivíduo;
- contar as pulsações, trinta segundos após cessação da atividade.

Determina-se:

- F1 - número de pulsações por minuto, entre 30 segundos e 60 segundos após, o esforço;
- F2 - número de pulsações por minuto, entre 1,30 min e 2 min;
- F3 - número de pulsações por minuto, entre 2,30 min e 3 min.

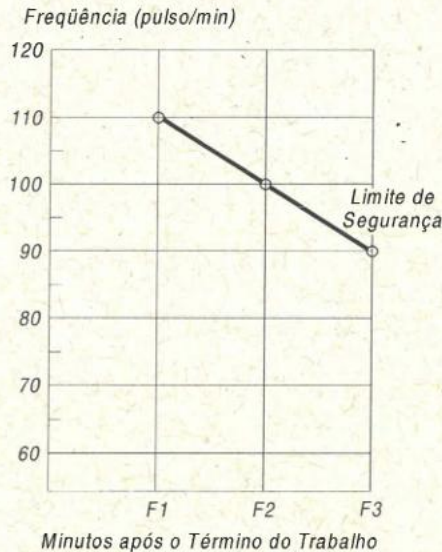
Obtenção de dados:

Transporta-se os valores F1, F2 e F3 para o gráfico da *Figura 6*. A curva não deve ultrapassar o limite de segurança.

³ BROUHA, L. (1967) *Physiology in industry*. 2. ed. Oxford: Pergamon Press.

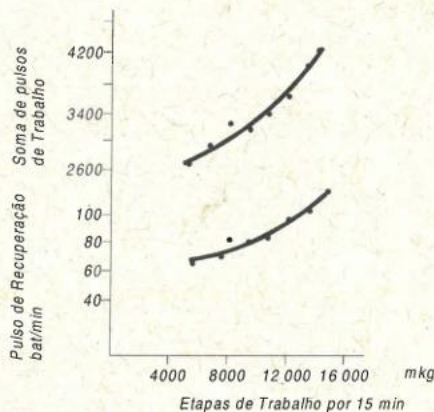
O valor médio $F1+F2+F3/3$ é a medida da frequência cardíaca (método Brouha). Ela permite comparar a penosidade de diferentes trabalhos.

Figura 6 Método Brouha: gráfico para avaliação da sobrecarga de trabalho a partir da mensuração de batimento cardíaco (Van Devyver, 1977)



Os valores médios das três leituras podem ser considerados não só como o custo de recuperação do trabalho mas, também, como um indicador da sobrecarga imposta. A *Figura 7* mostra a relação entre o custo cardíaco e o custo de recuperação: na abscissa: sobrecarga física; ordinária superior: soma dos pulsos de trabalho; ordinária inferior: número de pulsos de recuperação/min. O pulso de recuperação é a média de 3 medidas feitas a 30s, 1,5min e 2,5min depois da parada do trabalho.

Figura 7 Relação entre o custo cardíaco e o custo de recuperação (Grandjean, 1981)



**MEDIÇÃO DA
ATIVIDADE
ELÉTRICA DO
CORAÇÃO**

A medição da atividade elétrica cardíaca, eletrocardiograma, dá melhores informações pois permite avaliação durante toda a atividade. O eletrocardiograma (ECG) representa a soma algébrica de potenciais de ação do coração. Em virtude da boa condutibilidade dos tecidos, o ECG pode ser colhido em diversas partes da superfície do corpo como diferença de potencial. Normalmente, esta diferença é aumentada eletronicamente, tornando-se visível através de um aparelho de registro. A eletrocardiografia foi desenvolvida principalmente para a medicina, pois oferece possibilidades diagnósticas importantíssimas, sendo que hoje é uma ciência especializada.

eletrocardiograma O sistema de eletrocardiograma é composto por condutores que ligam eletrodos colocados nos braços e pernas do paciente a um registrador. O resultado que o sistema fornece é a representação gráfica da estimulação elétrica do músculo cardíaco, através do qual pode-se registrar a frequência cardíaca e eventuais alterações do ritmo das contrações.

O ECG (*Figura 8*) é composto das seguintes ondas:

- 1º - onda P - corresponde à descarga elétrica produzida nos átrios (despolarização atrial);
- 2º - complexo QRS - representa a despolarização ventricular;
- 3º - onda T - corresponde a mudanças das cargas elétricas nos ventrículos (repolarização ventricular)

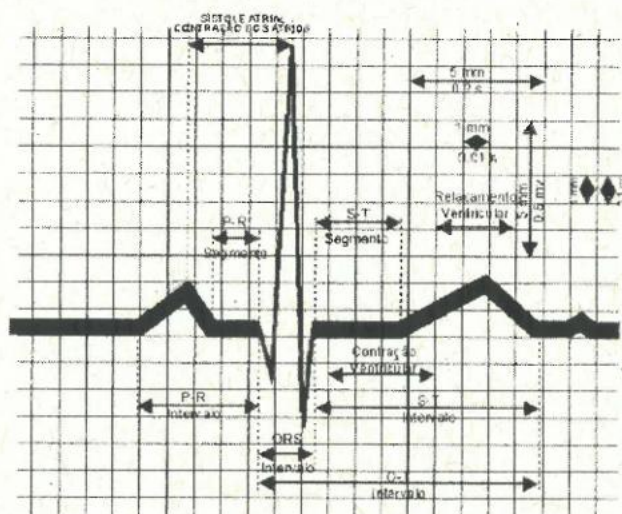
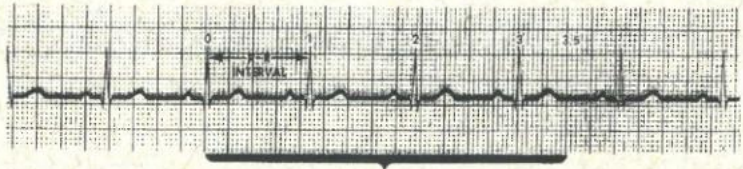


Figura 8
Diagrama de
registro de ECG
(Netter, 1971)

A frequência cardíaca (na fita do ECG) é calculada por $1.500 / RR$ (espaço encontrado entre os picos R e R). Observando-se a fita ECG (Figura 9), nota-se uma modulação onde os menores espaços tem 0,4s e uma marcação maior a cada 5 espaços de 0,4s, equivalente a 0,20s. No caso, a frequência cardíaca é de 70 bat/min. Conta-se o número de intervalos R-R (3,5) em 3 segundos (10 espaços de 0,2s cada). Multiplica-se 3,5 por 20 para obter-se o número de batimentos por minuto.

Figura 9 ECG normal (Netter, 1971)



Além da medicina que utiliza o registro do ECG para diagnósticos clínicos e sintomas patológicos, ele também é utilizado na fisiologia do esforço pois possibilita determinar a regularidade de seqüência dos batimentos, muito importante na avaliação da aptidão física e da capacidade de trabalho. Admite-se, em regra, que intervalos de tempo irregulares entre cada onda R (arritmia respiratória) em repouso indicam boa forma em indivíduos clinicamente saudáveis. Os intervalos tornam-se cada vez mais regulares quanto maiores forem as exigências de esforço. Intervalos irregulares das ondas (aritmicas) durante o esforço indicam, ao contrário, estados patológicos.

freqüencímetro Como tanto a tomada de pulso quanto o eletrocardiograma são técnicas mais apropriadas para avaliação do trabalho em laboratório, foram desenvolvidos equipamentos para avaliação dos batimentos cardíacos que permitem um registro contínuo da frequência cardíaca durante o trabalho em condições de campo. Desta forma, a mensuração da frequência cardíaca para avaliar a carga de trabalho físico pode ser feita com a utilização de aparelhos portáteis, comercialmente disponíveis para monitorar e gravar a frequência cardíaca, de maneira a não obstruir as atividades do trabalhador, e pode ser utilizada à distância (Konz, 1995). Este sistema mais moderno não faz um ECG completo mas mede as correntes elétricas no músculo cardíaco captando os potenciais de ação mais fortes (ou seja, os picos R) dentro de uma unidade de tempo. Como a frequência cardíaca é determinada pelos espaços dos picos R, este equipamento grava estes espaços e, automaticamente, a amplitude destes picos.

A leitura é feita por meio de 3 eletrodos colocados sobre o peito da pessoa (2 eletrodos ativos para mensuração e um para funcionar como “terra”) que transmitem as informações a um gravador portátil, que pode ser preso ao cinto do indivíduo em observação, sem gerar desconfortos durante a jornada de trabalho. Uma vez gravadas as pulsações, pode-se avaliar os resultados em laboratório utilizando-se um interpretador de sinais integrados e um registrador. O número de batimentos acumulados no gravador é transformado em voltagem para o interpretador que integra os sinais captados até uma voltagem máxima de 2 volts, ou seja, o correspondente a 200 batimentos por minuto. O esquema da Figura 10, é uma fita de registro de batimentos cardíacos integrado com a relação tempo e amplitude.

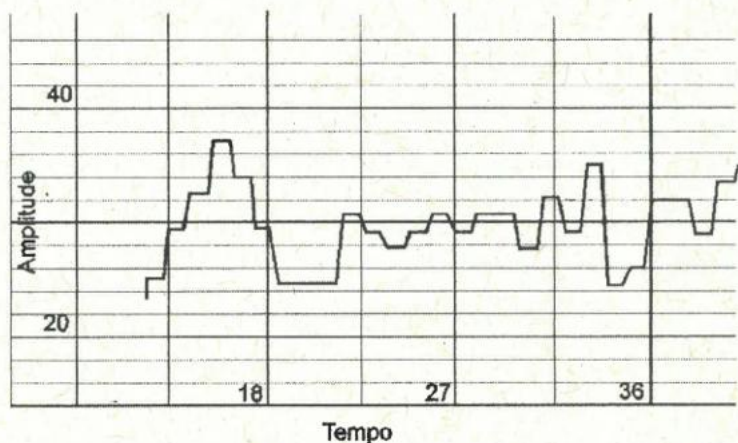


Figura 10
Registro de ECG
integrado. No caso
os picos
representam a
amplitude em 30s

INTERPRETAÇÃO DAS AVALIAÇÕES DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

Praticamente, pode-se registrar as pulsações cardíacas medindo-se as frequências das pulsações antes do trabalho, durante o trabalho em determinados intervalos de tempo, e depois, em repouso, a certos intervalos de tempo. O tempo encontrado entre o fim do trabalho e o momento em que o coração (ou o pulso) retoma seu ritmo normal será tão grande quanto é a carga de trabalho. Medir-se os batimentos cardíacos ou “tomar-se o pulso” é uma das maneiras mais válidas para avaliação da carga de trabalho, devido sua facilidade de obtenção. Os batimentos cardíacos aumentam linearmente com o esforço no trabalho quando ele é dinâmico e não estático, e é levado com um certo ritmo, sendo a força exercida a única variável. Quando um trabalho é leve, a frequência cardíaca aumenta rapidamente em um nível compatível com o esforço e se mantém constante durante o trabalho. Quando este termina, as pulsações retornam ao normal em alguns minutos. No entanto, em trabalhos

mais extenuantes, os batimentos vão aumentando até que o trabalho seja interrompido, e o operador é forçado a parar devido a exaustão. O diagrama da *Figura 11* mostra o comportamento dos batimentos em certos trabalhos estudados por Müller, conforme Grandjean (1981). No nível mais alto de sobrecarga, a frequência cardíaca vai aumentando enquanto aumenta a sobrecarga. No nível mais baixo, ela se mantém em "plateau".

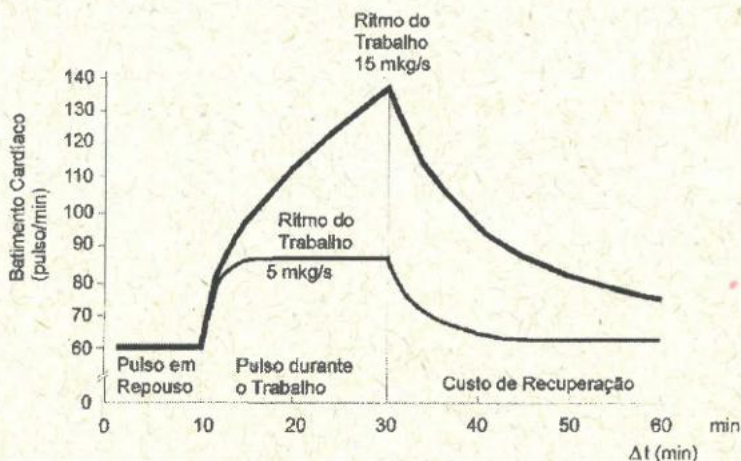


Figura 11
Comportamento dos batimentos cardíacos em função do tipo de trabalho.
(Grandjean, 1981)

Para facilitar a análise da frequência cardíaca de trabalho, Müller (1942⁴ apud Grandjean, 1981) propôs as seguintes definições:

pulso em repouso

(*resting pulse*): frequência cardíaca durante o repouso;

pulso em trabalho

(*working pulse*): frequência cardíaca durante o trabalho;

pulso de trabalho

(*work pulse*): diferença entre os batimentos do pulso de trabalho e do pulso de repouso;

custo cardíaco

(*total work pulse*): soma dos batimentos cardíacos, do início do trabalho até o ponto onde o nível de repouso é restaurado;

custo de recuperação

(*total recovery pulse*): soma dos batimentos cardíacos, do momento de finalização do trabalho até retomar o nível normal de repouso.

Müller considera que o custo de recuperação é uma forma de medição de fadiga e de restabelecimento. Já que fadiga é subjetiva, é mais correto avaliar-se os batimentos cardíacos e, particularmente, o custo de recuperação, para medir os custos fisiológicos em um indivíduo.

⁴ MÜLLER, E. A. (1942) Die Pulszahl als Kennzeichen für Stoffumtausch und Ermüdbarkeit des arbeitenden Muskels. *Arbeitsphysiologie*. 12, 92-106.

**LIMITES DE
FREQUÊNCIA
CARDÍACA
segundo
Brouha**

As cargas toleráveis e os limites são definidos por alguns critérios:

- estabilização da frequência cardíaca durante o trabalho: um aumento progressivo ao longo do tempo permite prever um esgotamento mais ou menos rápido;
- nível de frequência cardíaca durante o trabalho: não deve ultrapassar 110 pulsações por minuto nas pessoas particularmente aptas, quando o trabalho é executado durante 8 horas;
- valores de recuperação: se as três pulsações de recuperação tiverem sido medidas segundo o método de Brouha, é preciso que a diferença entre o 1º e o 3º valores encontrados seja de pelo menos 10 pulsações/minuto e o 3º valor inferior a 90 pulsações/minuto. Sob estas condições, o trabalho pode ser mantido durante 8 horas.

Brouha (1967⁵ *apud* Grandjean, 1981), com o método da tomada de pulso chegou a conclusões importantes:

a) exercícios idênticos em uma bicicleta ergométrica (bicicleta estacionária onde se pode medir o esforço de pedalar, tanto em watts quanto em metro-kilogramas/min) produzindo entre 180 e 1000mkg/min de trabalho, resultaram em valores mais altos de frequência cardíaca em 17 mulheres do que nos 30 homens estudados. O desempenho de 360mkg/min resultou em pulso de trabalho igual a 50 (nas mulheres) e 40 (nos homens).

b) para a avaliação do esforço fisiológico, os valores do custo de recuperação eram tão bons ou melhores indicadores que as medições de custo cardíaco, sendo que as duas medições têm uma relação linear.

O método da frequência cardíaca é muito útil para o estudo da carga de trabalho. Ele permite revelar as situações que, se pouco custosas sob o ponto de vista de consumo energético, podem ser bastante exigentes para o sistema cardio-respiratório. O *Capítulo 4* deste livro detalha mais profundamente os métodos mais usuais para avaliação da carga física de trabalho, inclusive os limites a serem respeitados em uma situação de trabalho a fim de garantir o conforto e a segurança do trabalhador e conseqüente produtividade.

⁵ BROUHA, L. (1967) *Physiology in industry*. 2. ed. Oxford: Pergamon Press.

- REFERÊNCIAS** ASTRAND, P.-O.; RODAHL, K. (1986) *Textbook of work physiology*, 3rd ed.
- GRANDJEAN, E. (1981) *Fitting the task to the man*. London: Taylor & Francis.
- GUYTON, A. C. (1973) *Tratado de fisiologia médica*. 4^o edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- KONZ, S. (1995) *Work designs*. 4. ed. Worthington, OH: Publishing Horizons.
- MONOD, H. (1981) Dépense énergétique chez l'homme. In: SCHERRER, J. (Ed.) *Précis de physiologie du travail*. Notions d'ergonomie. Paris: Masson. 585 p.
- NETTER, F. H. (1979) *Respiratory system*, volume 7. New York: Matthew B. Divertie & Alister Brass.
- NETTER, F. H. (1971) Heart. Volume 5. In: YONKMAN, Frederick F. (Ed.) *The CIBA collection of medical illustrations*. New York: CIBA.
- PASSMORE, R.; ROBSON, J. S. (1973) *O companheiro do estudante de medicina*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- VAN DEVYVER, M. (1977) *Techniques d'amélioration des conditions de travail dans l'industrie*. Methodes d'analyse, évaluation de projets, normes et procédures d'application. Paris: ed. Hommes et Techniques.

3

Biomecânica

Flávia Martinez & Jefferson Loss

Culturas antigas como os maias, fenícios, egípcios, mesopotâmios, hindus, etc., desenvolveram conhecimentos nas mais variadas áreas, incluindo medicina, matemática e astronomia. No entanto, possivelmente, os gregos foram os primeiros a separar mitologia do “conhecimento formal” e o surgimento da “ciência grega” (século VI a IV a.C.) foi influenciado pela relativa liberdade de restrições religiosas e políticas.

Aristóteles considerava que a vida podia ser expressa mecanicamente. Assim, cada movimento tinha um agente propulsor. Seu trabalho “Sobre o Movimento dos Animais” (baseado em observações - não experimentação) descrevia a locomoção e o movimento pela primeira vez, bem como a ação muscular, que foi analisada pelo ponto de vista da Geometria. Comparações mecânicas ilustravam um profundo conhecimento das funções dos ossos e Aristóteles chegou a falar de forças de “reação”.

Galenos (131-201 d.C.) foi, provavelmente, o primeiro “médico de esportes” que se tenha conhecido, e durante anos cuidou das cirurgias dos gladiadores. Publicou mais de 500 tratados de medicina e o primeiro texto de fisiologia, livro este que foi usado como referência até cerca do ano 1.300. Dentre outros aspectos, descobriu a diferença entre os músculos antagonistas e agonistas e entre nervos sensores e motores. Dissecou porcos, cães e macacos e encorajou seus discípulos a viajar até Alexandria, onde existiam esqueletos humanos disponíveis para estudos científicos.

O corpo humano é um sistema de extrema complexidade, a mão por exemplo, compreende mais de 20 articulações entre 27 ossos, movidos por 33 músculos distintos. Os músculos maiores situam-se no antebraço e atuam em suas inserções por meio de finos e delicados tendões, que se situam em túneis e são envolvidos por bainhas sinoviais

lubrificadas pelo líquido sinovial. Este complexo arranjo de músculos, tendões, nervos realizam movimentos rápidos, precisos, capazes de desenvolver movimentos de grande intensidade de força ou movimentos delicados e harmônicos. Este sistema anatômico possui uma grande capacidade de adaptação de recuperação, de regeneração. Porém, lesiona-se quando são desrespeitados os limites dessa capacidade de regeneração. Porém, para efeitos didáticos o organismo passará a ser visto como uma estrutura rígida, com articulações e com sistemas tracionadores. Para estudar as máquinas usa-se a mecânica, para estudar máquinas vivas, a biomecânica.

A biomecânica já era usada no estudo dos movimentos humanos na época de Aristóteles; naquela época, outros ramos das ciências básicas, como a anatomia, fisiologia e a mecânica também mereceram atenção por parte dos gregos.

Hamil e Knutzen (1994) definem a biomecânica como a “ciência que aplica os conhecimentos da Mecânica em sistemas vivos”. Nigg e Herzog (1994) dizem que é a “ciência que examina as forças que atuam externa e internamente numa estrutura biológica e o efeito produzido por essas forças” onde as forças internas são o resultado da ação muscular.

Atualmente, a biomecânica tem aplicações em ortopedia, ortodontia, educação física, aeronáutica, reabilitação e outras áreas, tem sido mais utilizada nos esportes de alto nível e, mais recentemente, em ergonomia.

Segundo Baumann, os métodos de medição mais importantes relacionados à Biomecânica são:

- Cinemetria: métodos de registro e análise numérica de movimentos (posição, deslocamento, ângulos, velocidades, acelerações..).
- Dinamometria: medição de forças externas (ou pressão), exercidas entre o corpo e o meio ambiente.
- Antropometria: dimensões corporais: comprimentos dos segmentos, circunferências, volumes, braços de alavanca.
- Eletromiografia: atividades elétricas associadas às contrações musculares; não fornece diretamente propriedades mecânicas; representa e/ou indica o estímulo neural para o sistema muscular.

Novas tecnologias têm sido agregadas mais recentemente, dentre as quais pode-se salientar:

- Termografia: avaliação da distribuição de temperatura em um órgão ou região do corpo, pode levar a uma correlação melhor do que a Eletromiografia, em certas situações.
- Vibromiografia: estudo de vibrações com mini-acelerômetros.

A biomecânica tem sido usada como ferramenta para estudar fatores de risco para a determinação da Lesões por Esforços Repetitivos/Doenças Osteomusculares Relacionadas ao Trabalho (LER/DORT) que de acordo com o Instituto Nacional de Seguro Social (INSS) ocorrem por três fatores:

- a) uso repetido de grupos musculares;
- b) uso forçado de grupos musculares;
- c) manutenção de postura inadequada;

A intensidade de exposição a estes fatores, além de outros, combinados ou não, está relacionada ao risco de aquisição da lesão. Assim define-se fator de risco como um valor relacionado à exposição de um indivíduo a uma situação, que aumenta a probabilidade de aquisição de DORT.

A biomecânica oferece um suporte científico para o entendimento das forças; da postura, que determina as forças internas sobre os músculos, tendões, ossos e articulações; da repetição, que aplicada necessariamente envolve um corpo com um deslocamento, velocidade e aceleração, além de atrito dos tendões e músculos. A biomecânica, portanto pode auxiliar no entendimento das causas das lesões de membros superiores ao estabelecer os limites da intensidade destes fatores causais e ao determinar as relações entre o avanço dos limites fisiológicos e a capacidade de recuperação do organismo. Esse diagnóstico possibilita a escolha de alternativas que visem à melhoria dos postos de trabalho ou do entendimento científico de mudanças necessárias a serem efetuadas na organização do trabalho. A seguir, serão feitas considerações sobre força, postura e movimento.

FORÇA MUSCULAR

Força muscular é um termo geral sem uma definição precisa. Além dos fatores neurológicos, metabólicos, endócrinos e psicológicos que afetam a força muscular, muitos outros fatores determinam a força muscular ou uma contração voluntária máxima (CVM). Estes fatores incluem a arquitetura das fibras musculares, a idade e o sexo do sujeito, o tamanho dos músculos, o comprimento do músculo no momento da contração, a alavancagem do músculo e a velocidade de contração.

Em biomecânica, as forças aplicadas ao corpo podem ser divididas em dois tipos, as forças externas e as forças internas. Forças externas são aquelas exercidas na superfície do corpo. As forças internas são geradas pelos músculos e tendões e são reações às forças externas. Se o corpo está parado, o somatório das forças internas e externas deve ser zero.

Alguns conceitos necessitam ser apresentados neste momento para que se possa entender como as forças internas atuam no corpo humano. Não serão abordados aqui os princípios da física e da matemática, mas de maneira muito simples e acessível serão mostradas as principais definições da Estática.

Se um quadro pendurado em uma parede é deslocado de sua posição de repouso ele tende a retornar à posição inicial, balançando de um lado para o outro até parar. Se fosse feito um furo exatamente no centro do quadro, ele ficaria parado em qualquer posição que fosse colocado. Este ponto é o centro de gravidade do quadro. Assim como o quadro, qualquer objeto possui um centro de gravidade.

A força da gravidade atua sobre todas as partes do corpo humano, atraindo-o para o chão. Para efeito de cálculo este sistema complexo pode ser substituído por um sistema equivalente, onde apenas uma força seria aplicada no centro de gravidade.

A maioria das pessoas já viveu a experiência durante a infância de brincar em uma gangorra de um parque com alguém que era adulto e conseqüentemente mais pesado. Imagine um pai que tem uma massa de 80kg e vai brincar na gangorra com o seu filho que tem uma massa de 40kg. Se o pai sentar em um extremo e o filho em outro, o pai desce e o filho vai subir. A gangorra não se movimenta mais e a brincadeira fica sem graça. Assim, o pai se aproxima do centro de giro da gangorra e os dois podem balançar-se de um lado para o outro.

Existe uma distância exata em que ocorrerá o equilíbrio deste sistema. Como o pai pesa o dobro do filho, a distância do centro de gravidade do corpo do pai ao eixo da gangorra deverá ser o metade da distância do centro de gravidade do filho até a gangorra.

As distâncias e as forças aplicadas neste sistema podem ser relacionadas:

$$F_f d_f = F_p d_p$$

O produto $F \cdot d$ é chamado de momento gerado por uma força em relação a um eixo. Simplificadamente, pode-se dizer que o momento é a tendência de um corpo girar em torno de um eixo. Assim, quanto maior for a diferença entre as massas colocadas em cada lado da gangorra, mais próximo do eixo de giro deverá estar da massa mais pesada para que o sistema fique em equilíbrio.

Observando a *Figura 1* pode-se ver que a relação $F \cdot d$ é igual para ambos os lados da alavanca. A massa de 10kg exerce sobre a viga uma força de 100N, e a massa de 5kgf exerce uma força de 50N.

$$100 \text{ N} \cdot 1 \text{ m} = 50 \text{ N} \cdot 2 \text{ m} = 100 \text{ Nm}$$

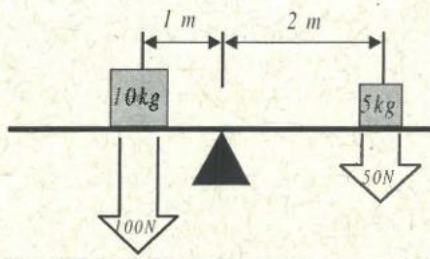


Figura 1 Extralido de Wirhed, 1986. Atlas de anatomia do movimento

Os ossos e os músculos do corpo humano são responsáveis pelo movimento. Quando o músculo se contrai (ou relaxa) ele exerce uma força sobre um osso, que tende a girar em torno de uma articulação, em um processo semelhante ao que ocorre com o pai e o filho na gangorra.

Observando a *Figura 2* pode-se afirmar que as relações de distância, são desfavoráveis para o corpo humano se considerar-se as forças internas resultantes para equilibrar o sistema. Para sustentar uma pequena força externa, é necessário que uma grande força muscular seja produzida. E isto ocorre com a grande maioria dos músculos do corpo, o que mostra que o homem não possui uma estrutura adequada para realizar trabalhos que necessitem de grande esforço muscular.

Sempre que um sistema é alterado para melhorar uma característica mecânica, outra característica será prejudicada. Quando o motor de um carro sofre adaptações para desenvolver maior potência, o que permite que ele atinja maiores velocidades, o consumo de combustível aumenta. Caso o carro sofra alterações para produzir força, (como um trator), não desenvolverá grandes velocidades. Assim, se o corpo humano é prejudicado por não apresentar uma estrutura para desenvolver trabalhos que necessitem de aplicação de carga, quais as características mecânicas que são favorecidas? A resposta é precisão e velocidade.

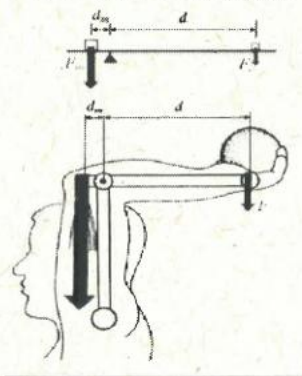


Figura 2 Extraído de Wirhed, 1986, Atlas de anatomia do movimento

O homem é capaz de desenvolver movimentos com grande velocidade e precisão, como colocar a linha no buraco da agulha, digitar, escrever com uma caneta, pegar um ovo e lançá-lo para cima, a alguns metros de altura, e apanhá-lo novamente, sem quebrá-lo.

Ensinou-se em escolas e em livros a maneira correta de sentar, a maneira correta de erguer objetos pesados, a maneira correta de fazer força. Na Figura 3 é apresentado um exemplo simplificado de como as forças internas geradas pelos músculos das costas se comportam para erguer de uma caixa. A massa do tórax somada com a massa do objeto erguido tem um peso total de 500N (o que corresponde à força exercida pela gravidade sobre uma massa de aproximadamente 50 Kg).

Observando a Figura 3(a) vê-se que a força resultante que tende a fazer o corpo girar para frente está mais distante da coluna, do que a força exercida pelo músculo para contrapor-se ao movimento, este último precisa ser mais elevado para que exista o equilíbrio.

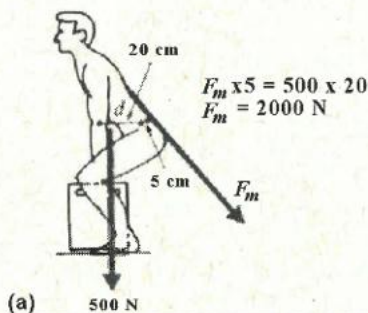
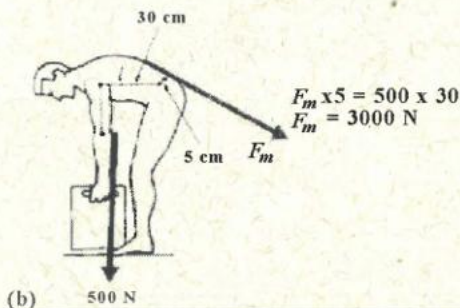


Figura 3 Extraído de Wirhed, 1986, Atlas de anatomia do movimento



No caso (b) a distância do centro de gravidade do tórax+caixa fica ainda mais distante da coluna, o que provoca um aumento ainda maior da força muscular para opor-se ao movimento.

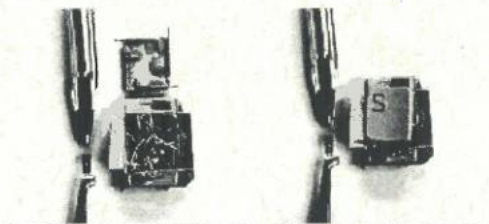
Observando os dois casos pode-se afirmar que existe uma maneira mais adequada de erguer uma carga. No primeiro, as solicitações sobre a coluna são menores que no primeiro caso. Porém afirmar que esta é a “maneira correta” de levantar peso é incorreto. Na verdade, não existe maneira correta de um homem de com massa de 70kg erguer um objeto com massa de 50kg, o que existe é uma maneira menos errada ou menos prejudicial.

É claro que muitas vezes nos deparamos com situações em que é necessário fazer um esforço elevado, para mover um armário, ou para trocar o pneu do carro. Porém, para erguer uma caixa com peças de aço em uma indústria com uma massa de 60kg não existe maneira correta, a não ser com o auxílio de um companheiro, ou dois, ou melhor, com um guincho mecânico.

Pode-se afirmar que quando uma carga é erguida a postura está diretamente relacionada com as grandezas das forças internas. Assim, extrapolando esta afirmação, pode-se dizer que, para uma determinada força produzida pelo músculo existe uma postura ideal, que produzirá a maior força externa possível. A posição mais adequada para produzir forças externas é aquela que gera o maior momento interno.

O equipamento que mede força é chamado de Dinamômetro, e pode ser de vários tipos. O equipamento mostrado na *Figura 4* foi desenvolvido por Gertz (1996), para medir força aplicada nas teclas durante a digitação em computador.

Figura 4
Célula
de carga para
medir força
aplicada na tecla
durante digitação



Na *Figura 5* vê-se um dinamômetro para medir força de preensão em pinça. Duque *et al.* (1995) realizaram ensaios com um equipamento semelhante ao mostrado na *Figura 6* (Grip Master), para medir preensão palmar, e mostrou que maior força é obtida quando o punho assume um posição neutra, ou seja, a mão fica alinhada com o braço.

Figura 5
Dinamômetro
para medir força
de preensão em
pinça



Figura 6
Dinamometro
para medir força
de preensão
palmar



Quando o punho está flexionado com um ângulo de 45° a força de preensão palmar atinge 60% da força máxima.

A Síndrome do Túnel do Carpo, mal muito conhecido entre os digitadores, está relacionada com a pressão no nervo mediano, que por sua vez está relacionada com o ângulo de desvio do punho. Com relação à pressão no Túnel do Carpo a pressão é alta se o punho está em extensão, e baixa entre 0 e 15° de extensão (Rempel, 1994), é maior que 40mm Hg se está em flexão, ou extensão maior que 20° (Gelbermen, 1984).

Hedge (1996) sugere como zona neutra, onde os riscos de lesões são menores com relação ao desvio do punhos, as posições do punho que encontram-se dentro dos limites de 15° de extensão, 20° de flexão, 20° de desvio ulnar e 20° de desvio radial. Amaral (1991) sugere como zona neutra 9° de desvio radial, 19° de desvio ulnar, 15° de flexão e 15° de extensão.

Lei de Hooke Quando uma carga é aplicada sobre um corpo ocorre uma deformação, que dependendo das características do material que constitui este corpo, pode ser vista a olho nu, como por exemplo no caso de uma borracha de apagar lápis quando pressionada pelos dedos. Quando uma pequena barra de aço é comprimida pelos dedos ela também sofre uma deformação, porém esta não pode ser observada a olho nu.

A deformação e o força aplicada no corpo relacionam-se pela lei de Hooke.

$$F = K \cdot x$$

onde k é constante de rigidez que é uma característica do material. Observando a equação pode-se ver que ela apresenta um comportamento linear, ou seja, existe uma relação direta entre a força e a deformação. Assim se para uma força aplicada F , tivermos uma deformação x , para uma força aplicada de $2F$ a deformação correspondente será $2x$.

Quando precisa-se determinar as propriedades de um material utiliza-se um ensaio de tração que consiste na aplicação de força em um corpo com dimensões normalizadas conhecidas. O ensaio de tração nos fornece informações como força de escoamento, força máxima e força de ruptura.

Quando uma força é aplicada a um corpo ele sofre uma deformação, quando a força cessa, o corpo retorna a sua forma original. Isto é chamado de deformação elástica e diz-se que o material é Elástico. Se o material retorna lentamente a forma original quando a aplicação da carga cessa, diz-se que o material é Viscoelástico. Materiais termoplásticos, polímeros, tendões, músculos e ligamentos são exemplos de materiais viscoelásticos. Quando a força aplicada ultrapassa um determinado valor e provoca uma transformação na forma do corpo, que não retornará mais ao seu estado inicial, então diz-se que ocorreu uma deformação plástica.

De forma simplificada pode-se dizer que quando um bola de pingue-pongue choca-se com o chão ocorre uma deformação elástica, e ela fica

saltitando, e quando um ovo cai no chão e quebra ocorre uma deformação plástica. Outro exemplo de deformação elástica é o de uma mola que é comprimida e quando a força aplicada é cessada ela retorna a posição inicial.

A Figura 7 mostra a curva tensão deformação de um músculo.

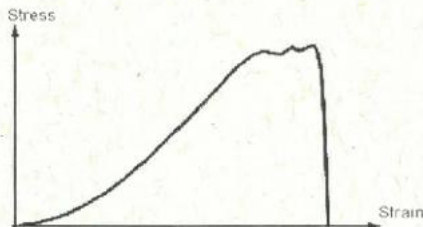


Figura 7
Biomecânica do sistema muscular esquelético (Nigg e Herzog, 1994)

Fadiga

Imagine uma escada em uma rua muito movimentada. Toda vez que alguém pisa em um dos degraus este sofre uma deformação. Durante um dia inteiro muitas pessoas passam por esta escada. Diz-se que o degrau sofre uma solicitação cíclica, pois a força é aplicada durante um intervalo de tempo determinado.

Dependendo das características do material e da força aplicada, pode ser gerado um processo de fadiga mecânica, que gera um trinca. As trincas surgem em eixos, em chave de fechadura, em quadros de bicicletas etc.

A trinca gerada por fadiga é diferente da trinca que surge no concreto, ou no vidro, decorrente de um impacto.

Quando um tendão é submetido a um carregamento cíclico durante a deformação podem ocorrer microrupturas. Após algum tempo a deformação é completamente restaurada e o tendão restabelece as propriedades mecânicas originais (viscoelástico).

Muitas vezes estas microrupturas geram um processo inflamatório crônico. Se uma tarefa repetitiva for executada intensamente, não havendo tempo para que o tendão se regenere, ele sofre uma deformação permanente (plástica), não retornando mais a sua forma inicial e alterando suas propriedades.

MOVIMENTO

Durante um movimento ou gesto motor, diferentes músculos desempenham diferentes papéis. Para estes papéis, foram designados os termos agonista, antagonista e sinergista, em termos gerais, segundo Lippert (1996).

- AGONISTA** É o músculo ou grupo de músculos que causam um movimento. Pode ser motor primário ou acessório, dependendo do seu comprimento, ângulo de tração, alavanca e potencial de contração. Ex: o bíceps é agonista motor primário para a flexão do cotovelo contra a gravidade enquanto o pronador redondo é agonista motor secundário ou acessório para o mesmo movimento.
- ANTAGONISTA** É um músculo que faz o movimento oposto ao do agonista. Ex: o tríceps é antagonista para a flexão do cotovelo contra a gravidade, pois o tríceps é um extensor do cotovelo. Um antagonista tem um potencial para se opor ao agonista e geralmente apresenta-se relaxado durante um determinado movimento, para permitir que o mesmo ocorra. Todavia, é possível que o antagonista se contraia ao mesmo tempo que o agonista. Neste caso ocorre o que chamamos de co-contração. A co-contração pode ser estática (quando ocorrem contrações isométricas) ou dinâmicas (quando ocorrem concêntricas de agonistas ao mesmo tempo que excêntricas de antagonistas, visando um maior controle do movimento).
- SINERGISTAS** São músculos que se contraem ao mesmo tempo que os agonistas. A concepção de sinergistas pode ser confundida e há definições diversas entre os autores. Como é um termo inespecífico, pode determinar confusões. Os sinergistas podem ser melhor compreendidos se os considerarmos de forma mais específica, conforme o sugerido abaixo:
- ESTABILIZADOR** É um músculo, ou grupo de músculos, que suporta ou mantém fixa uma articulação ou segmento corporal, auxiliando na eficiência do movimento. Também chamado de fixador, este músculo estabiliza o segmento corporal em questão através de uma contração isométrica. Exemplo: quando empurramos uma pessoa, enquanto os extensores dos cotovelos agem como agonistas, concentricamente, os músculos abdominais estabilizam a coluna dorso lombar através de uma isometria, agindo portanto como estabilizadores do gesto.
- NEUTRALIZADOR** É um músculo que previne movimentos indesejados oriundos de agonistas. Sua ação é necessária porque um músculo não conhece a intenção do movimento e nem as direções que devem ser tomadas durante a contração. Por exemplo, muitos músculos possuem mais de uma função: o bíceps braquial é um flexor de cotovelo e um supinador da rádio-ulnar, além de ser um flexor de ombro. Suponhamos que a intenção seja apenas fletir o cotovelo, sem que os demais movimentos ocorram. Uma vez que o bíceps foi acionado como agonista, o SNC deve elicitar a contração também do pronador redondo (neutralizador acessório) para impedir que o cotovelo flexione com uma supinação

indesejada. Um neutralizador verdadeiro deve ser algum músculo extensor de ombro, tal com o tríceps braquial, ou mesmo o grande dorsal.

Tipos de movimento grosseiro do corpo

Esta classificação visa facilitar o entendimento dos papéis que os músculos desempenham durante os gestos motores. Além disso, ela proporciona um ponto de partida necessário para qualquer análise formal do movimento coordenado, desde que as categorias representam movimentos unitários tais como levantar, segurar um objeto, executar movimentos elementares de dança etc. Movimentos consecutivos mais complexos devem ser divididos em fases antes que uma análise minuciosa possa ser delineada.

Movimento de força contínua

Os movimentos de força contínua podem ser rápidos ou lentos, potentes ou débeis. A força contínua é aplicada contra a resistência, contraindo os músculos agonistas, enquanto que os seus antagonistas se relaxam (relaxamento recíproco). Ao se levantar um peso, por exemplo, os agonistas se contraem concentricamente vencendo a resistência (força contínua positiva), ou excentricamente, controlando uma força externa (antagonistas – força contínua negativa). A manutenção de um segmento em uma posição estática, requer uma força contínua igual à da resistência.

Movimento passivo

Qualquer movimento do corpo ou segmento corporal que ocorre sem uma contração muscular contínua pode ser classificado como um movimento passivo, ou aquele que é realizado por uma força externa. Este tipo de movimento possui as seguintes subdivisões:

Manipulação

A origem da força para a manipulação é outra pessoa ou outra força exterior distinta da gravidade.

Movimento de inércia

O movimento de inércia é uma continuação de um movimento preestabelecido, sem uma contração muscular concorrente.

Movimento gravitacional ou queda

Este caso é um caso especial de movimento passivo, ao qual se atribui uma consideração particular, porque ele é o resultado de uma força de aceleração que é constante, em direção e magnitude, em todos os problemas terrestres práticos. Exemplos: queda livre, componente vertical da queda livre de um salto, movimentos pendulares relaxados ou de todo o corpo.

Movimento balístico

O movimento balístico é um movimento composto. A primeira fase é a de um movimento de força contínua, com as partes do corpo aceleradas pela contração concêntrica dos agonistas. A segunda fase é um movi-

mento de inércia, sem contração muscular e a fase final é uma desaceleração, resultante da contração excêntrica dos antagonistas e/ou da resistência passiva oferecida pelos ligamentos, cápsulas e elementos passivos componentes das articulações, além de músculos distendidos passivamente. Exemplo: gestos de lançamentos de objetos ou gestos desportivos.

Movimento dirigido

São movimentos de precisão ou exatidão, que requerem a contração de músculos agonistas e antagonistas ao mesmo tempo, visando segurança e contenção de movimentos em articulações proximais. O equilíbrio exato é difícil de se conseguir, por isso é comum se observarem tremores, oriundos de erros ou fadiga muscular. Nestes casos, estão presentes contrações de agonistas, antagonistas e sinergistas simultaneamente, ocorrendo co-contracção. Exemplo: movimentos de motricidade fina e precisão.

Movimento equilibrado dinâmico

Os fusos musculares detectam os desvios da posição de equilíbrio desejada e iniciam um sistema de autocontrole, para realizar as correções. O resultado é uma série de oscilações irregulares, precisamente mediadas pela contração reflexa de grupos musculares apropriados, a fim de se manter o equilíbrio. Ex: manutenção de posturas estáticas, com a participação de sistemas sensoriomotores.

Movimento oscilatório

O movimento se inverte rapidamente no final de cada excursão curta, com uma co-contracção dos grupos musculares antagonistas que se alternam na dominância. Exemplo: sacudir um objeto, esfregar uma superfície.

Ações musculares

Conforme a disposição anatômica dos músculos e/ou suas diferentes porções, são apresentadas funções primárias ou principais e secundárias ou acessórias para os mesmos. Os quadros abaixo apresentam resumidamente as ações articulares dos músculos. Os quadros são específicos para membro superior, coluna vertebral e membro inferior, conforme segue:

**FUNÇÕES
MUSCULARES
DO MEMBRO
SUPERIOR****Escápulo-
dorsal**

Elevação	Elevador da escápula, trapézio superior, rombóides
Depressão	Peitoral menor, trapézio inferior, serrátil anterior
Adução	Rombóides, trapézio médio, trapézio inferior, trapézio superior (posterior), elevador da escápula
Abdução	Serrátil anterior, peitoral menor
Báscula lateral (Rot. Superior)	Serrátil anterior, trapézio superior, trapézio inferior
Báscula medial (Rot. Inferior)	Rombóides, peitoral menor, elevador da escápula

Ombro

Flexão	Deltóide anterior, coracobraquial, subescapular, peitoral maior clavicular, bíceps braquial
Extensão	Deltóide posterior, peitoral maior (até 0°), grande dorsal, redondo maior, redondo menor, infraespinhoso, tríceps porção longa
Abdução	Deltóide todo, supraespinhoso, peitoral maior clavicular, subescapular porção superior, infraespinhoso porção superior, bíceps porção longa
Adução	Peitoral maior esternal, grande dorsal, redondo maior, redondo menor, coracobraquial, tríceps longo, infraespinhoso inferior, subescapular inferior, bíceps curto
Rotação interna	Grande dorsal, redondo maior, peitoral maior, subescapular, coracobraquial, deltóide anterior, bíceps curto
Rotação externa	Infraespinhoso, redondo menor, deltóide posterior, tríceps braquial, supraespinhoso

Cotovelo

Flexão	Braquial, bíceps braquial, braquiorradial, pronador redondo, flexor radial do carpo, palmar longo, flexor ulnar do carpo, extensor radial longo e curto do carpo, flexor superficial dos dedos
Extensão	Tríceps braquial, ancônio, extensor ulnar do carpo, extensor dos dedos, extensor do dedo mínimo

Rádio-ulnar

Pronação	Pronador redondo, pronador quadrado, flexor radial do carpo, palmar longo
Supinação	Supinador, bíceps braquial, extensor radial longo e curto do carpo, extensor do indicador, extensor curto e longo do polegar

Punho

Flexão (flexão palmar)	Flexor radial do carpo, palmar longo, flexor ulnar do carpo, flexor profundo dos dedos, flexor superficial dos dedos, flexor longo do polegar, abdutor longo do polegar
Extensão (flexão dorsal)	Extensor radial longo do carpo, extensor radial curto do carpo, extensor ulnar do carpo, extensor dos dedos, extensor do indicador, extensor do dedo mínimo, extensor curto e longo do polegar
Desvio radial (abdução)	Flexor radial do carpo, extensor radial longo do carpo, flexor longo do polegar, abdutor longo do polegar, extensor curto e longo do polegar
Desvio ulnar (adução)	Flexor ulnar do carpo, extensor ulnar do carpo, extensor do dedo mínimo

Mão

Flexão MTCF	Flexor superficial dos dedos, flexor profundo dos dedos, lumbricais, oponente do dedo mínimo, flexor curto do dedo mínimo, flexor longo e curto do polegar, oponente do polegar
Extensão MTCF	Extensor dos dedos, extensor do indicador, extensor do dedo mínimo, extensor longo e curto do polegar
Adução MTCF	Interósseos palmares, lumbricais, adutor do polegar, extensor do indicador

Abdução
MTCF Interósseos dorsais, abdutor curto do polegar, extensor do dedo mínimo, abdutor longo do polegar, abdutor do dedo mínimo

Flexão
INTERF Flexor profundo e superficial dos dedos, flexor longo e curto do polegar, abdutor curto do polegar, flexor curto do dedo mínimo,

Extensão
INTERF Extensor dos dedos, extensor do indicador, extensor do dedo mínimo, extensor longo e curto do polegar, lumbricais

FUNÇÕES MUSCULARES DA COLUNA VERTEBRAL

Coluna cervical

CERVICAL ALTA/ CABEÇA

Flexão Reto anterior da cabeça, reto lateral da cabeça e longo da cabeça

Extensão Reto posterior menor da cabeça, reto posterior maior da cabeça, oblíquo superior da cabeça, oblíquo inferior da cabeça

**Inclinação
Lateral** Reto lateral da cabeça, oblíquo superior e oblíquo inferior da cabeça, reto posterior maior e menor da cabeça, longuíssimo da cabeça, semi-espinhal da cabeça e espinhal da cabeça, esplênio da cabeça e esternocleidomastoideo, todos do mesmo lado da inclinação

Rotação Reto anterior da cabeça, oblíquo inferior da cabeça, reto posterior maior e menor da cabeça, longuíssimo da cabeça, semi-espinhal da cabeça e espinhal da cabeça, esplênio da cabeça agindo do mesmo lado da rotação e esternocleidomastoideo, oblíquo superior e trapézio porção superior agindo do lado oposto à rotação

CERVICAL BAIXA/ PESCOÇO

Flexão Longo do pescoço

Extensão Interespinhosos e, agindo bilateralmente: longuíssimo do pescoço, esplênio do pescoço, semi-espinhal e espinhal da cabeça, transversoespinhais, escalenos, elevador da escápula, trapézio superior, esternocleidomastoideo (hiperextensão)

Inclinação lateral	Intertransversários, longo do pescoço, transversoespinal, semi-espinal e espinal da cabeça, escalenos anterior, médio e posterior, esternocleidomastoideo, longuíssimo do pescoço, esplênio do pescoço, elevador da escápula, trapézio superior, agindo do mesmo lado da inclinação
Rotação	Longo e longuíssimo do pescoço, esplênio do pescoço, semi-espinal e espinal da cabeça, agindo do mesmo lado e transversoespinal, esternocleidomastoideo e escaleno anterior e médio e trapézio superior agindo do lado oposto
COLUNA DORSAL E LOMBAR	(consideradas juntas, embora alguns músculos sejam atuantes predominantemente ou em apenas uma das regiões)
Flexão	Reto abdominal, e, agindo bilateralmente, oblíquos externos e internos
Extensão	Interespinosos, e, agindo bilateralmente, transversoespinais, longuíssimo do tórax, iliocostal, espinal do tórax, trapézio, grande dorsal, psoas maior e quadrado lombar
Inclinação lateral	Quadrado lombar, psoas maior, oblíquo externo e interno, intertransversários, transversoespinais, longuíssimo do tórax e iliocostal, agindo do mesmo lado
Rotação	Longuíssimo do tórax e iliocostal, oblíquo interno e grande dorsal agindo do mesmo lado e transversoespinal, oblíquo externo, psoas maior, agindo do lado oposto
Nutação sacral	A fásia dos músculos paravertebrais, como longuíssimo e iliocostal, além de transversoespinal, interespinal e demais extensores da coluna lombar
Contra-nutação sacral	Elevador do ânus, coccígeo, porção profunda/medial do glúteo máximo e piriforme.

FUNÇÕES MUSCULARES DO MEMBRO INFERIOR

Quadril

Flexão	Psoas, ilíaco, sartório, reto femural, tensor da fásia lata, glúteo mínimo, glúteo médio anterior, piriforme, obturatório externo, obturatório interno, gêmeo superior, gêmeo inferior, e, relativamente, pectíneo, adutor longo, adutor curto, grácil e porção superficial do adutor magno
--------	---

Extensão	Glúteo máximo, glúteo médio posterior, semitendinoso, semimembranoso, bíceps femural porção longa, adutor magno porção profunda e, relativamente, os demais adutores do quadril
Abdução	Glúteo médio, tensor da fáscia lata, glúteo mínimo, glúteo máximo porção superior ou superficial, sartório, piriforme, obturatório interno e externo, gêmeo superior e inferior, bíceps femural porção longa,
Adução	Adutor longo, adutor curto, adutor magno, pectíneo, grácil, soas, ilíaco, glúteo máximo porção profunda ou medial, semitendinoso
Rotação interna	Glúteo mínimo, tensor da fáscia lata, glúteo médio anterior, grácil e porção superficial do adutor magno
Rotação externa	Glúteo máximo, piriforme, obturatório externo e interno, gêmeo superior e inferior, quadrado femural, glúteo médio posterior, adutor longo e curto, pectíneo, porção profunda do adutor magno, sartório, soas e ilíaco e bíceps femural porção longa

Joelho

Flexão	Semitendinoso, semimembranoso, bíceps femural longo e curto, poplíteo, sartório, tensor da fáscia lata, grácil, gastrocnêmios medial e lateral
Extensão	Reto femural, vasto lateral, vasto intermédio, vasto medial e, nos últimos graus, tensor da fáscia lata e glúteo máximo superficial, sartório e grácil
Rotação interna	Semitendinoso, semimembranoso, poplíteo, sartório, grácil e gastrocnêmio medial
Rotação externa	Bíceps femural longo e curto, gastrocnêmio lateral, tensor da fáscia lata e glúteo máximo superficial

Tornozelo

Plantiflexão	Gastrocnêmios lateral e medial, sóleo, plantar, fibular longo, fibular curto, tibial posterior, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux
Dorsiflexão	Tibial anterior, fibular terceiro, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos

Subtalar

- Adução Tibial anterior, tibial posterior, extensor longo do hálux, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux
- Abdução Fibular terceiro, fibular longo e curto, extensor longo dos dedos
- Supinação Tibial posterior, tibial anterior, extensor longo do hálux, flexor longo dos dedos
- Pronação Fibular longo e curto, fibular Terceiro, extensor longo dos dedos

Metatarsofalangeanas

- Flexão Interósseos, quadrado da planta, flexor curto dos dedos, oponente do dedo mínimo, flexor longo dos dedos, flexor longo do hálux
- Extensão Extensor curto dos dedos, extensor longo do hálux, extensor longo dos dedos,
- Adução Interósseos plantares, adutor do hálux
- Abdução Interósseos dorsais, abductor do hálux, abductor do dedo mínimo

Interfalangeanas dos artelhos

- Flexão Interósseos, quadrado da planta, flexor curto dos dedos, flexor curto do dedo mínimo, flexor longo dos dedos, flexor curto e longo do hálux
- Extensão Extensor curto dos dedos, extensor longo dos dedos, extensor longo do hálux

Aspectos mecânicos da contração

A relação pareada agonista-antagonista dos músculos no sistema de alavancas exige que cada músculo possua a capacidade de acomodar-se e alterar seu comprimento passiva e ativamente para permitir o movimento.

Insuficiência passiva

Quando os músculos tornam-se alongados sobre duas ou mais articulações simultaneamente, eles podem atingir o estado de insuficiência passiva e não permitir movimento adicional pelo agonista. Esta limitação do movimento pode ser demonstrada com a flexão do quadril no sujeito sadio. O quadril pode ser fletido entre 115° a 125° quando o joelho também é flexionado, mas quando o joelho é mantido em exten-

são, a flexão do quadril é limitada entre 60° a 80° por causa da insuficiência passiva dos músculos posteriores da coxa, que agora estão estirados sobre o quadril e joelho.

Ação de tendão do músculo

A tensão passiva pode produzir movimento de articulações quando o músculo é alongado sobre duas ou mais articulações. Este efeito é chamado ação de tendão ou de tenodese (do grego tenon, tendão; desis, juntar) do músculo. Em indivíduos saudáveis, o efeito pode ser visto se a mão relaxada for alternadamente fletida e estendida no punho. Quando o punho é fletido, os dedos relaxados estendem-se em virtude da tensão passiva do extensor dos dedos, que foi alongado sobre o punho e dedos. Quando o punho é estendido, os dedos fletem em virtude da tensão dos músculos flexor profundo e superficial dos dedos.

Flexibilidade articular

Mobilidade articular é um termo qualitativo usado para descrever o arco do movimento (ADM) permitido em cada um dos planos de movimento de uma articulação. O ADM articular é medido segundo uma orientação. Por exemplo, o ADM para a flexão do quadril é a diferença entre o ângulo do quadril, quando ele está na posição anatômica (completamente estendido), e o ângulo quando ele está em flexão máxima. Os dispositivos usados para medir o arco de movimento articular são chamados de goniômetros.

Diferentes fatores influenciam a mobilidade articular. As formas das superfícies articulares e o músculo interposto ou tecido adiposo podem limitar o movimento no extremo de um ADM. Quando o cotovelo está em extensão máxima, por exemplo, o contato do olécrano da ulna com a fossa olecrânica do úmero restringe a continuação do movimento naquela direção. Músculo e/ou gordura na face anterior do braço podem restringir a flexão do cotovelo.

Para a maioria dos indivíduos, a mobilidade articular é primariamente uma função da flacidez e/ou da distensibilidade dos tecidos colágenos que atravessam a articulação. Ligamentos rígidos e músculos com distensibilidade limitada são os limitantes mais comuns do ADM articular. Quando estes tecidos não são estirados, sua distensibilidade geralmente diminui. O fluido contido nos discos cartilaginosos presentes em algumas articulações também influencia sua mobilidade.

Estudos laboratoriais mostraram que a extensibilidade do tecido colágeno aumenta pouco com a elevação da temperatura (18). Embora estes achados sugiram que um aquecimento antes da prática de exercícios poderia aumentar o ADM articular, isto ainda não foi provado (21).

TERMINOLOGIA DOS MOVIMENTOS

O universo das ciências do movimento humano requer uma padronização de terminologias referentes aos movimentos articulares e segmentares. Embora haja alguma variabilidade nas concepções de nomenclatura, existem alguns termos básicos estabelecidos, com base na língua latina, ainda no tempo dos anatomistas mais antigos. Para tanto, são utilizados como referência os PLANOS e EIXOS tridimensionais estabelecidos para o corpo humano, a partir de uma posição chamada posição anatômica: corpo ereto, pés unidos e paralelos, braços pendentes ao longo do corpo e palmas das mãos voltadas para frente. (Kapandji, 1987).

Planos

- Sagital** Divide o corpo em metade direita e metade esquerda. Sobre ele ocorrem os movimentos de flexão e extensão.
- Frontal** Divide o corpo em região anterior ou ventral e posterior ou dorsal. Sobre ele ocorrem os movimentos de adução e abdução.
- Transversal** Divide o corpo em superior e inferior. Sobre ele ocorrem os movimentos de rotação interna ou medial e rotação externa ou lateral.

Eixos

Uma vez que os movimentos humanos são do tipo rotatório, existem eixos determinados para a melhor compreensão dos movimentos articulares.

- Transversal ou frontal** Por onde ocorrem os movimentos de flexão e extensão.
- Ântero-posterior ou sagital** Por onde ocorrem os movimentos de adução e abdução, ou inclinações laterais, no caso da coluna vertebral.
- Longitudinal ou vertical** Por onde ocorrem os movimentos de rotação interna ou medial e rotação externa ou lateral, e ainda os movimentos de rotação para a direita e esquerda, no caso da coluna vertebral.

Há ainda outros termos comumente utilizados para movimentos, como: elevação/depressão, rotação superior ou báscula lateral/rotação inferior ou báscula medial (articulação escápulo-dorsal); pronação/supinação (articulações rádio-ulnar e subtalar); flexão horizontal ou adução horizontal/extensão horizontal ou abdução horizontal (ombro ou gleno-umeral); flexão palmar/flexão dorsal, desvio ulnar/desvio radial (punho ou rádio-cárpica); oponência (polegar e dedo mínimo); anteversão/retroversão (lombo-pélvica); nutação e contra-nutação (sacro); plantiflexão/dorsiflexão (tornozelo); inversão e eversão (movimentos combinados da articulação subtalar e tornozelo).

ARTROLOGIA O estudo das articulações, ou artrologia aborda as características morfológicas e estruturais das articulações em geral. Uma articulação pode ser definida como a união de dois ossos, sejam eles chatos, irregulares ou longos. Em se tratando de ossos longos, as regiões articulares são chamadas epífises ósseas.

As articulações do corpo governam amplamente as direções e a variedade dos movimentos dos segmentos corporais. A estrutura anatômica de uma determinada articulação direciona os segmentos corporais para um determinado movimento.

Classificação

Vários sistemas de classificação das articulações são apresentados em cursos de anatomia, e eles são baseados tipicamente na complexidade articular, no número de eixos presentes, na geometria articular ou na capacidade de movimento. Segue um sumário do sistema de classificações baseado na natureza do movimento permitido, com exemplos de articulações de cada tipo, mostrados na *Figura 9*.

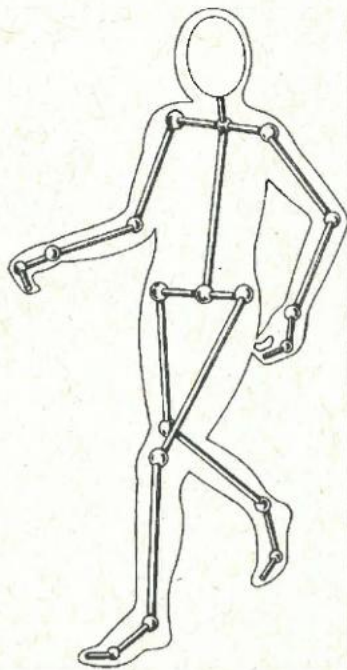


Figura 8
Mecanicamente o ser humano pode ser considerado como uma série de segmentos rígidos que se conectam nas articulações

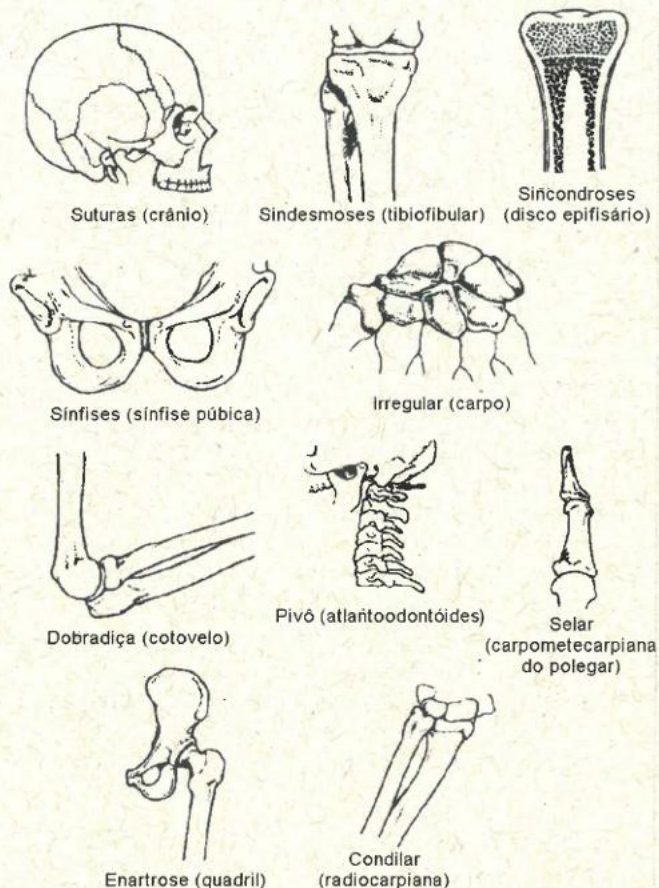


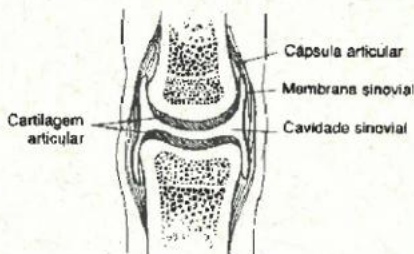
Figura 9 Tipos de articulações presentes no corpo humano

- 1. Sinartroses (imóveis)** Estas articulações fibrosas podem atenuar a absorção de choques mas permitem pouco ou nenhum movimento dos ossos articulados. Exemplo: suturas do crânio e articulação tibiofibular.
- 2. Anfiartroses (levemente móveis)** Estas articulações cartilaginosas atenuam forças aplicadas e permitem maior mobilidade dos ossos adjacentes do que as sinartroses. Exemplo: sínfise púbica e articulações esternocostais.
- 3. Diartroses (livremente móveis)** Estas articulações variam amplamente em estrutura e capacidade de movimento. Nas articulações diartrosicas uma separação ou cavidade está presente entre os ossos adjacentes, uma cápsula ligamentar envolve a articulação e uma membrana sinovial, que reveste o interior da cápsula articular, secreta um lubrificante conhecido como líquido sinovial (Figura 10).

- a. planar Nestas articulações as superfícies articulares ósseas são quase planas e o único movimento permitido é um deslizamento não-axial. Exemplos incluem as articulações entre os ossos do tarso, do carpo, do metatarso e as facetas articulares das vértebras.
- b. dobradiça Nestas articulações uma superfície articular é côncava e a outra convexa. Ligamentos colaterais fortes restringem o movimento a um único plano, como em uma dobradiça. Exemplos incluem as articulações umeroulnar e interfalangeanas.
- c. pivô Nestas articulações a rotação é permitida em torno de um eixo. Exemplos incluem as articulações radioulnar proximal e distal.
- d. condilar Uma superfície articular óssea tem uma forma ovóide convexa e a outra côncava. Os movimentos permitidos são flexão, extensão, abdução, adução e circundação. Exemplos incluem da segunda à quinta articulações metacarpofalangeanas e a articulação radiocárpica.
- e. selar As superfícies articulares têm a forma de uma sela. A capacidade de movimento é a mesma da articulação condilar, porém com amplitude maior. Um exemplo é a articulação carpometacarpiana do polegar.
- f. esférica Nestas articulações, as superfícies articulares ósseas são reciprocamente convexas e côncavas. É permitida a rotação nos três planos de movimento. Exemplos incluem as articulações do quadril e do ombro.



Visão externa



Corte longitudinal

Figura 10
Representação
esquemática de
uma articulação
diartrosal
(joelho)

Estruturas articulares das diartroses

As diartroses possuem estruturas que podem ser divididas em típicas e associadas. Dentre as estruturas típicas estão: a cartilagem articular, cápsula articular e ligamentos, membrana sinovial, líquido sinovial ou sínovia e discos intraarticulares. Já entre as estruturas associadas estão: tendões e bainhas, coxins adiposos e bursas ou bolsas sinoviais.

**Cartilagem
articular**

As articulações de um dispositivo mecânico devem ser bem lubrificadas para que as suas partes movam-se livremente sem desgastes entre si. No corpo humano, um tipo especial de tecido conjuntivo denso, conhecido como cartilagem articular, fornece uma lubrificação protetora. Uma espessa camada protetora deste material, de 1 a 7mm de espessura, cobre as extremidades articulares ósseas das articulações diartrosicas. A cartilagem articular tem duas importantes funções: Primeiro, ela distribui a carga da articulação por uma área maior, fazendo com que a quantidade de estresse sobre qualquer ponto de contato entre os ossos seja reduzida. Segundo, ela permite a movimentação dos ossos da articulação com um mínimo de fricção e desgaste.

A cartilagem pode reduzir o estresse máximo de contato sobre uma articulação em 50% ou mais. A lubrificação fornecida pela cartilagem articular é tão efetiva que a fricção presente em uma articulação é aproximadamente 17 a 33% da fricção de um patim no gelo sob a mesma carga.

**Fibrocarti-
lagem
articular**

Nas mesmas articulações, a fibrocartilagem articular sob a forma de um disco fibrocartilaginoso completo ou incompleto, conhecido como menisco, também está presente entre as superfícies ósseas articuladas. São exemplos os discos intervertebrais e os meniscos do joelho. Embora a função dos discos e meniscos não esteja clara, possíveis papéis incluem:

1. Absorção e distribuição de cargas
2. Melhora do ajuste das superfícies articulares
3. Limitação da translação ou deslizamento de um osso em relação o outro
4. Proteção da periferia da articulação
5. Lubrificação

**Tecido
conjuntivo
articular**

Tendões que conectam os músculos aos ossos, e ligamentos que conectam os ossos uns aos outros, são tecidos passivos compostos primariamente de colágeno e fibras elásticas. Tendões e ligamentos não têm a capacidade de contrair-se como o tecido muscular, mas são levemente distensíveis. Estes tecidos são elásticos e podem retornar aos seus comprimentos originais após serem estirados, a menos que sejam distendidos acima de seus limites elásticos. Um tendão ou ligamento distendido acima de seu limite elástico durante uma lesão permanece estirado e somente poderá retornar ao seu comprimento original através de cirurgia.

Tendões e ligamentos respondem ao aumento de estresse hipertrofiando-se. Pesquisas mostraram que exercícios regulares resultam em aumento do tamanho e da força dos tendões e ligamentos, assim como em aumento da força nas junções entre os tendões ou ligamentos e ossos.

Estabilidade articular

A estabilidade de uma articulação é a sua capacidade de resistir ao deslocamento de uma extremidade óssea em relação à outra, prevenindo lesões dos ligamentos, músculos e tendões que circundam a articulação. Diferentes fatores influenciam a estabilidade articular.

Formas das superfícies articulares

Em muitas articulações mecânicas, as partes articulares são exatamente opostas em forma, de maneira que elas se ajustam perfeitamente (*Figura 11*). No corpo humano, as extremidades articulares dos ossos apresentam geralmente superfícies convexas e côncavas.

Figura 11
Articulações mecânicas são normalmente compostas por partes que se encaixam reciprocamente



Articulação esférica



Articulação selar



Dobradiça

Embora a maioria das articulações tenha superfícies que se encaixam reciprocamente, estas superfícies não são simétricas e existe tipicamente uma posição de melhor ajuste na qual a área de contato é máxima. Esta é conhecida como posição trancada e é nesta posição que a estabilidade articular é maior. Qualquer movimento na articulação resulta em uma posição não-trancada, com redução da área de contato. A posição trancada ocorre nas articulações do joelho, do punho e nas interfalangeanas, na extensão completa e na articulação do tornozelo em dorsiflexão completa.

Algumas superfícies articulares mostram formatos de tal maneira que tanto na posição trancada quanto na não-trancada existe uma maior ou menor área de contato e, conseqüentemente, mais ou menos estabilidade. Por exemplo, o acetábulo fornece um encaixe relativamente profundo para a cabeça do fêmur, e existe sempre uma grande área de contato entre os dois ossos, o que fornece estabilidade à articulação coxofemoral. No ombro, entretanto, a rasa cavidade glenóide tem um diâmetro vertical que é aproximadamente 75% do diâmetro vertical da cabeça umeral, e um diâmetro horizontal que é 60% do tamanho da cabeça umeral. Portanto, a área de contato entre estes dois ossos é pequena, contribuindo para a relativa instabilidade do complexo ombro.

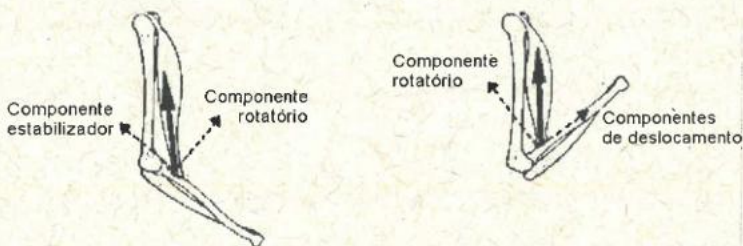
**Disposição
dos
ligamentos e
músculos**

Ligamentos, tendões e músculos afetam a relativa estabilidade das articulações. Em articulações como a do joelho e a do ombro, nas quais a configuração óssea não é particularmente estável, a tensão nos ligamentos e músculos contribui significativamente para a estabilidade articular, mantendo as extremidades ósseas unidas. Se estes tecidos estão enfraquecidos por desuso ou por estiramento excessivo, a estabilidade da articulação fica reduzida. Ligamentos e músculos fortes frequentemente aumentam a estabilidade articular. Por exemplo o fortalecimento do quadríceps e isquiotibiais aumenta a estabilidade do joelho.

O ângulo de inserção da maioria dos tendões nos ossos faz-se de maneira que, quando o músculo exerce tensão, as extremidades articulares são aproximadas, favorecendo a estabilidade articular. Esta situação é geralmente encontrada quando os músculos de lados opostos da articulação produzem tensão simultaneamente. Porém nem toda a tensão nos músculos que atravessam uma articulação promove a estabilidade articular.

Pode-se decompor a tensão muscular em duas componentes: uma força que atua perpendicular ao segmento e uma força que tem a direção do segmento. Apenas o componente da força muscular agindo paralelamente realmente contribui para estabilidade da articulação. Quando o ângulo entre a direção da ação muscular e o eixo do osso é maior que 90° , o componente paralelo da força aproxima as extremidades articulares, sendo chamado de componente estabilizador. Quando o ângulo entre o músculo e o osso é menor que 90° , o componente paralelo da força tende a deslocar o osso para longe do centro da articulação, e por isto é conhecido como componente de deslocamento da força muscular. O componente que age perpendicularmente ao segmento contribui para a rotação do segmento corporal em torno da articulação atravessada pelo músculo e é chamado de componente rotatório (Figura 12).

Figura 12 A contração do bíceps braquial produz uma componente de força no cotovelo



Deslocamento real de uma articulação raramente ocorre a partir da tensão desenvolvida por um músculo, mas se um componente

estabilizador da força muscular está presente, ocorre uma tendência para o deslocamento. Por exemplo, se o ângulo no cotovelo é menor que 90 graus, a tensão produzida pelo bíceps tende a deslocar o rádio para fora de sua articulação com o úmero, diminuindo desta maneira a estabilidade do cotovelo nesta posição articular.

REFERÊNCIAS

AMARAL, G. (1991) *Évaluation des contraintes musculo-tendineuses du poignet dans different dans secteurs industriels*. Université Catholique de Louvain, Departament de medicine et hygiene du travail et de l'environnement. Belgique, 228p.

BEER, F. P.; JOHNSTON, E. R. J. (1994) *Mecânica vetorial para engenheiros*. Makron, 5ed.

CODO, W.; ALMEIDA, M. (1995) *LER: Lesões por esforços repetitivos*. Ed. Vozes.

DUQUE, J.; MASSET, D.; MALCHAIRE, J. (1995) *Evaluation of handgrip force from EMG measurements*.

GERTZ, L. C. (1996) *Desenvolvimento de sistema para análise biomecânica da tarefa de digitação*. Dissertação de mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica, UFRGS. Porto Alegre.

GRANDJEAN, E. (1998) *Manual de Ergonomia - Adaptando o trabalho ao homem*. Porto Alegre: Bookman.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. M. (1994) *Biomechanics basics of human movement*. USA: Williams & Wilkins.

MCATAMNEY, L.; CORLETT, E. N. (1993) RULA: A Survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2): 91-99.

NIGG, B. M.; HERZOG, W. (1994) *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Ed. John Wiley.

WIRHED, R. (1986) *Atlas de anatomia do movimento*. Ed. Malone.

4 Avaliação do Trabalho Físico

Lia Buarque de Macedo Guimarães

Um grande número de princípios importantes na ergonomia sobre postura e movimento vem da fisiologia e da biomecânica. A biomecânica ocupacional estuda as interações entre o trabalho e o homem sob o ponto de vista dos movimentos músculoesqueléticos envolvidos no trabalho. Analisa, basicamente, a questão das posturas no trabalho e a aplicação das forças. Em biomecânica, as leis físicas da mecânica são aplicadas ao corpo humano permitindo estimar o estresse nos músculos e articulações quando numa dada postura ou movimento. A fisiologia permite entender as transformações que ocorrem no ser humano em função de um dado esforço. Os *Capítulos 2.1, 2.2, 2.3 e 3* abordam, em detalhe, os princípios fisiológicos e biomecânicos que mais importam à ergonomia. Mas tendo em vista que esses capítulos são extensos, neste é apresentado um resumo dos princípios fisiológicos e biomecânicos mais importantes para avaliação do trabalho físico. O *Capítulo 4.1* aborda, em separado, a avaliação de posturas.

Força

Conforme Kroemer (1993), os modelos da força muscular fornecem informação sobre a habilidade para exercer força em relação a um objeto externo (usualmente medido em lb ou N). Até agora, estas medições foram geralmente feitas com a sustentação dos músculos com uma determinada duração ("força isométrica" - trabalho estático). A abordagem da força muscular tenta avaliar a capacidade da força muscular das pessoas com relação às demandas de trabalho. A maioria das tentativas para medir a força muscular limitou-se a medições da contração isométrica (estática) do músculo, a qual não é uma avaliação suficientemente completa e realística das habilidades da musculatura atualmente requeridas pelo levantamento manual de materiais. As medidas da força muscular dinâmica podem corrigir essa deficiência. Um exemplo de levantamento de força estática é o do INT (1988) que mediu a força máxima de tração e compressão do membro superior direito e de compressão do membro inferior direito de 730 homens da indústria de transformação do Rio de Janeiro.

A maioria das pessoas só consegue manter um esforço muscular máximo por alguns segundos, e exercer por aproximadamente 2 minutos uma força equiparável a 50% do esforço muscular máximo. O esforço muscular é definido como a força exercida em função da percentagem da máxima força.

A força é considerada como um dos principais fatores de risco biomecânico determinante de distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho (DORTs). Pesquisas indicam que a força empregada para executar a tarefa aumenta o risco de distúrbios em membros superiores especialmente se combinada com outros fatores de risco tal como a repetitividade (Armstrong e Chaffin 1979; Armstrong, 1987¹ *apud* Malchaire *et al.* 1997; Silverstein *et al.*, 1987). Em uma linha de montagem, por exemplo, um operador que emprega força para apertar parafusos está exposto a um grande risco de DORT. Apesar do nível de repetição nem sempre ser elevado, a força necessária para execução da tarefa é grande. Por outro lado, um digitador também está exposto a um sério fator de risco, no caso a repetitividade, apesar da tarefa exigir baixo nível de força. É claro que se a tarefa exigir altos níveis de força e repetitividade combinados, o risco de distúrbios é maior (Silverstein *et al.*, 1987). Tendo em vista a importância destes fatores na incidência de DORTs, eles serão discutidos na seqüência.

Repetitividade

A noção de repetitividade é ambígua e de difícil definição. A repetitividade está relacionada com o conteúdo e o tempo em que uma tarefa é realizada. Com a finalidade de aumentar a produção, simplificar e eliminar movimentos, o trabalho foi empobrecido, fragmentado em operações cada vez mais simples, de curta duração e, portanto, repetitivas.

Para Tanaka e McGlothlin (1993² *apud* Malchaire, 1998) a repetitividade é definida pelo número de produtos similares fabricados por unidade de tempo. Segundo Pichené, citado por Malchaire (1998), essa definição não é adequada devido ao fato de não haver uma boa correlação entre número de movimentos e número de peças produzidas.

Luopajarvi *et al.* (1979³ *apud* Malchaire, 1998), definem a repetitividade como o número de ciclos de trabalho efetuados no curso de uma jornada de trabalho.

¹ ARMSTRONG, T. J. (1987) Ergonomic considerations in hand and wrist tendinitis. *J. Hand Surgery*, 12A:830.

² TANAKA, S.; MCGLOTHLIN, J. D. (1993) A conceptual quantitative model for prevention of work-related carpal tunnel syndrom. *Int. J. Ind. Ergonomics*, 11:181-193.

³ LUOPAJARVI, T.; KUORINKA, I.; VIROLAINEN, M.; HOLMBERG, M. (1979) Prevalence of tenosynovitis and other injuries of the upper extremities in repetitive work. *Scand. J. Work Environ. Health*, suppl.3:48-55.

Para Stetson *et al.* (1991⁴ *apud* Malchaire, 1998), a repetitividade é definida pelo número de esforços por ciclo de trabalho, multiplicado pelo número de ciclos por posto.

Usando um enfoque mais sofisticado, com o uso de EMG, Ranaivosoa (1992⁵ *apud* Malchaire, 1998) define a repetitividade pela velocidade de gestos, da qual são deduzidos dois índices dinâmicos: um índice angular (velocidade angular média) e um índice de força (número de manipulações por minuto, dado por picos de EMG).

De acordo com Silverstein *et al.* (1987) trabalhos altamente repetitivos são aqueles com tempo de ciclo menor do que 30 segundos (mais do que 900 vezes num dia de trabalho), ou quando em mais do que 50% do tempo de ciclo desempenha-se o mesmo tipo de ciclos fundamentais. Ciclo fundamental refere-se a uma seqüência de passos no ciclo de trabalho, que se repete.

McAtamney e Corlett (1993) definem como repetitivo um ciclo que é executado mais de quatro vezes por minuto.

Latko *et al.* (1997) classificam a repetitividade não em termos dos elementos que compõem o trabalho, mas em função da atividade das mãos, considerando: 1) a duração e a freqüência observada de pausas (ou seja, o tempo de recuperação dentro da atividade) e 2) a velocidade de movimento das mãos (por exemplo, o quão rápido os dedos e o punho se movem). À medida que a repetitividade aumenta, a duração e a freqüência das pausas decrescem, aumentando a classificação na escala proposta até o valor máximo, 10, onde virtualmente não há mais pausas (*Figura 1*). Esta definição de repetitividade não considera o tempo de ciclo: um trabalho com ciclo longo pode ser altamente repetitivo se as mãos estão em constante movimento sem tempo de recuperação. Trabalhos com tempos de ciclo curtos podem ser considerados pouco repetitivos se as mãos não se movimentam a maior parte do tempo. A classificação é reduzida quando a tarefa é composta de movimentos variados das mãos.

⁴ STETSON, D. A.; KEYSERLING, W. M.; SILVERSTEIN, B. A.; LEONARD, J. A. (1991) Observational analysis of the hand and wrist: a pilot study. *Appl. Occup. Environ. Hyg.*, 6(11):927-937.

⁵ RANAIVOSOA, A.; LOSLEVER, P.; CNOCKHAERT, J. C. (1992) Analyse des mouvements du poignet et des forces musculaires de préhension au poste de travail II. Application à des postes générateurs du syndrome du canal carpien. *Le Travail Humain*, 55(3):291-306.

Figura 1 Escala análogo-visual para classificação de repetitividade a partir do movimento das mãos, com âncoras visuais (Latko et al., 1997).



Basicamente, esta escala também permite classificar a repetitividade em cinco intervalos:

muito alta: o operador tem dificuldade em executar a tarefa devido a elevada velocidade necessária;

alta: o operador tem alguma dificuldade em executar a tarefa devido a elevada velocidade necessária;

média: o operador consegue executar a tarefa sem muita dificuldades, existe a possibilidade de pequenas pausas;

baixa: o operador não tem nenhuma dificuldade para executar a tarefa e as pausas são frequentes;

muito baixa: o operador fica inativo a maior parte do tempo e eventualmente usa suas mãos.

redução da repetitividade

Os problemas fisiológicos causados pelo trabalho repetitivo afetam músculos, tendões e a estrutura dos tecidos, e estão diretamente relacionados com a resistência à fadiga muscular. Problemas com repetitividade podem ser observados em linhas de montagem, em trabalhadores de linha de montagem, digitadores, bancários, ...

A maneira de minimizar a repetitividade é o enriquecimento da tarefa e a implementação de pausas, ou seja, alterando a organização do trabalho.

alguns princípios a serem considerados para a minimização da fadiga

O estresse contínuo em certos músculos como resultado da execução de força, movimentos repetitivos ou de manutenção prolongada de postura leva à fadiga muscular. Como esta fadiga é desconfortável e reduz o desempenho muscular, a postura ou o movimento não podem ser mantidos continuamente. Quanto maior é o esforço muscular, menor é o tempo de manutenção do trabalho.

Algumas recomendações encontradas em Dul e Weerdmeester (1993), Grandjean (1981 e 1998) e outros livros de referência são:

Limite a duração de esforço muscular contínuo

A fadiga muscular pode ser reduzida distribuindo-se o tempo de pausa durante a jornada de trabalho. Não é correto forçar o trabalho nas primeiras horas da jornada, evitando as pausas, para ficar maior parte do tempo livre no final.

Repouso é necessário após tarefas pesadas. Paradas curtas frequentes são melhores que uma única parada longa

Muitas vezes, as pausas existem naturalmente dentro do ciclo de trabalho. Por exemplo, quando se espera que a máquina complete seu ciclo ou quando um carregador retorna descarregando. Do contrário, é necessário programar essas pausas periódicas. Grandjean (1998) propõe uma pausa de 10 a 15 minutos durante a manhã e outra à tarde para trabalhos com carga física ou mental média. Para trabalhos com maior exigência mental (com alta demanda de atenção, com ritmo puxado e pequenos tempos de espera), além destas duas pausas grandes de manhã e de tarde, deve haver outras duas pausas curtas, de 3 a 5 minutos de duração. Os supervisores e a gerência devem encorajar os trabalhadores a fazerem pausas espontâneas e frequentes sempre que for necessário, a fim de manter a atenção, a concentração e o bem estar. As pausas devem ser evidentes (e não disfarçadas), frequentes e de curta duração (Kroemer e Grandjean, 1997).

Na fase de aprendizagem, as pausas devem ser mais frequentes devido à sobrecarga que o treinamento gera no principiante. De qualquer maneira, sempre, e inclusive para os experientes, as pausas devem ser deixadas a cargo do trabalhador. Ele deve ter responsabilidade sobre seu trabalho, inclusive seu ritmo e duração.

Evite trabalho estático. Dê preferência ao trabalho dinâmico

O trabalho dinâmico permite contrações e relaxamentos alternados dos músculos, como no caso de uma pessoa andando, virando o volante de uma empilhadeira etc. A postura estática exige, geralmente, níveis baixos mas constantes de tensão muscular. Este estado prolongado de contração muscular provoca uma compressão dos vasos sanguíneos, reduzindo o fluxo de sangue e o fornecimento de oxigênio, o que leva ao desconforto e à dor, provocando fadiga mais rapidamente que a postura dinâmica.

Trabalho estático é aquele que exige contração contínua de alguns músculos, para manter uma determinada postura. É o caso, por exemplo, dos músculos dorsais e das pernas para manter a posição de pé parada; dos músculos dos ombros e do pescoço para manter a cabeça inclinada para frente ou para baixo; dos músculos do braço direito estendido para frente segurando cartas ou pacotes durante a triagem para separação em escaninhos, entre outros exemplos.

Procure alternar a postura e movimentos

O trabalho estático é altamente fatigante e, sempre que possível, deve ser evitado. Quando isso não for possível, o trabalho deve ser aliviado, por meio do enriquecimento da tarefa, da alternância de posturas, melhorando o posicionamento de objetos, ferramentas e postos, ou providenciando apoios para as partes do corpo de forma a liberar o esforço de manutenção postural. Também devem ser concedidas pausas de curta duração, mas com elevada frequência, para permitir relaxamento muscular e alívio da fadiga.

Em cada uma das posturas (sentado, de pé, de cócoras, alternado sentado/em pé, semi-sentado) estão envolvidos esforços musculares para manter a posição relativa de partes do corpo. Na posição deitada a tensão e o consumo de energia são mínimos, já na posição sentada existe a necessidade de atividade muscular do dorso, do ventre. Todo o peso é suportado pela pele que cobre o osso ísquio, nas nádegas. Na postura de pé, o esforço se concentra nas pernas e na coluna vertebral.

Em qualquer situação, o ideal é que nenhuma postura ou movimento seja mantido por longo período. Posturas prolongadas e movimentos repetitivos são fatigantes e, a longo prazo, podem levar a lesões nos músculos e articulações. Este problema pode ser prevenido com alternância de tarefas. Se a tarefa não puder ser enriquecida, é necessário alternar as posturas assumidas na execução do trabalho. Se o trabalho é efetuado de pé, parado, é importante alternar com a posição sentada. Se o trabalho é efetuado sentado, é importante alternar com a posição de pé, ou andando.

As articulações devem ser mantidas em posição neutra, tanto quanto possível

Posturas inadequadas (exemplos na *Figura 2*) exigem maiores forças internas para a execução de uma tarefa. Uma "boa" postura é aquela em que as articulações estão na posição neutra: o centro de gravidade das partes do corpo envolvidas na execução da tarefa está alinhado verticalmente, passando o mais próximo possível dos eixos de giro gerados pelas articulações. Isto gera menor momento, e portanto menos esforço. Por isso, busca-se sempre manter o corpo em situação neutra. Nesta posição:

- os ligamentos entre músculos e articulações são tensionados o mínimo possível;
- os músculos são capazes de exercer força máxima.



braços erguidos



cabeça abaixada



tronco inclinado

Figura 2 Posturas que devem ser evitadas

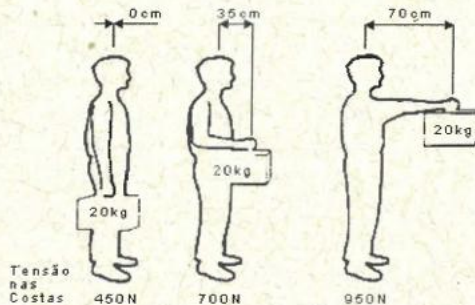
O objeto de trabalho deve ser mantido próximo ao corpo

É importante manter objetos, ferramentas, dispositivos, próximo ao corpo para evitar encurvar e/ou esticar o corpo para usá-los e/ou acioná-los.

Se o objeto de trabalho está distante, os braços ficarão estendidos e o tronco inclinado para frente. Nesta situação, o peso dos braços, cabeça e tronco, e o peso de qualquer objeto sendo carregado exercem uma maior alavanca horizontal nas articulações envolvidas (cotovelo, ombro e costas etc.). Porque estão sendo mais exigidas, há aumento das tensões sobre as articulações e os músculos.

Pelo motivo exposto no parágrafo anterior, em caso de levantamento/carregamento de peso, os objetos devem ser mantidos o mais próximo possível do corpo. Quanto mais afastado estiver o peso, mais os braços são tensionados forçando o corpo a pender para frente. A Figura 3 mostra o aumento da tensão nas costas, quando o braço se afasta do corpo, segurando um peso de 20kg.

Figura 3 Ao aumentar a distância entre as mãos e o corpo há um aumento da tensão nas costas (Dul e Weermeester, 1993)



Deve-se evitar curvar o corpo para frente

Quando trabalhando em pé, deve-se manter o corpo na posição vertical. A parte superior do corpo de um adulto pesa em média 40kg. Quanto mais para frente o tronco é inclinado, mais difícil é para os músculos e ligamentos das costas manter a parte superior do corpo em balanço. O estresse é maior na parte inferior das costas.

Deve-se evitar curvar a cabeça para frente

A cabeça de um adulto pesa entre 4-5kg. Quando ela é inclinada mais de 30° para frente, os músculos do pescoço são tensionados para manter essa postura, gerando sobrecarga na nuca e nos ombros. Deve-se manter a cabeça o mais próximo possível da posição vertical.

Deve-se evitar torcer o tronco

Posturas torcidas de tronco causam estresse na coluna vertebral. Os discos elásticos intervertebrais são tensionados, e as articulações e músculos dos dois lados da coluna ficam sujeitos a tensões assimétricas.

Deve-se evitar movimentos bruscos

Os movimentos bruscos podem produzir tensões muito grandes, de curta duração, como consequência da aceleração do movimento. Carregamento brusco de peso, por exemplo, pode resultar em dor aguda na parte inferior das costas. Em uma dada tarefa é importante evitar movimentos que envolvem levantamento de carga regularmente ou movimentos repetitivos dos braços.

Trabalho com membros superiores

As tarefas manuais são geralmente efetuadas com os braços suspensos, sem apoio, o que provoca dores nos ombros. As mãos e cotovelos devem permanecer abaixo do nível dos ombros. Se inevitável, a tarefa deve ter duração limitada. Devem também ser previstos descansos regulares durante a execução.

Deve-se evitar o trabalho com as mãos para trás do corpo, como é o caso das caixas de supermercado quando empurram a mercadoria. Esta ação deve ser transferida para uma esteira motorizada para movimentação dos produtos.

As tarefas manuais têm sido causa de DORTs, algumas delas levando a pessoa à invalidez permanente. O número de casos vem aumentando em empresas onde o trabalho é repetitivo, exigindo muito esforço de poucos músculos, ou seja esforço estático. Uma série de causas concorrem para agravar o problema de esforço manual, entre elas, a organização do trabalho. Em nome da competição cada vez mais acirrada em uma economia globalizante, exige-se índices de produtividade extremamente desgastantes, já que cabe ao trabalhador alta produção em tempo cada vez mais reduzido, negligenciando-se as necessidades de pausas para recuperação. Além disso, nem sempre os postos de trabalho e as ferramentas/equipamentos utilizados estão projetados para realização de um trabalho com conforto e segurança, levando o operador à fadiga.

Fadiga Muscular nível de lactato

O esforço muscular, isoladamente, é muito difícil de ser avaliado em situações de trabalho. Em uma atividade dinâmica, muitos músculos estão envolvidos para possibilitar a execução das tarefas e não é possível distinguir e medir as atividades musculares como um todo. Por outro lado, em situações de trabalho estático isso é possível, a partir de quando se determina o músculo responsável por determinada ação e compara-se sua atividade elétrica àquela em repouso. Quando o músculo se contrai, ocorre produção de ácido láctico que é liberado na corrente sanguínea e se transforma no plasma, resultando em lactato de sódio. Portanto, medir o fluxo sanguíneo local e o acúmulo de metabólitos como o ácido láctico nos tecidos ativados é uma forma de medir o nível instantâneo do status fisiológico e fadiga muscular do

músculo que está trabalhando. No entanto, cargas localizadas de grupos específicos de músculos ou estruturas de tecidos da superfície não podem ser detectadas com estas medições nem com medições eletromiográficas (EMG) sendo, geralmente, necessários procedimentos invasivos (Kilbom, 1994). Além disso, o limite do trabalhador para a fadiga fisiológica é freqüentemente afetado por uma combinação de desconforto localizado nos grupos musculares e por uma fadiga mais centralizada, associada com a demanda de oxigênio e a tensão cardiovascular. A abordagem fisiológica, que pode compreender medições da freqüência cardíaca, freqüência respiratória, consumo de oxigênio, pressão sangüínea e temperatura do corpo, necessárias para complementar a informação sobre as demandas do trabalho, pode ser usada para avaliar a fadiga "bruta".

Principalmente a freqüência cardíaca e a freqüência respiratória permitem, assim, avaliar as condições gerais do corpo humano quando em trabalho e, a atividade elétrica muscular, a condição particular de determinado músculo. Configurando-se estes dados, é possível estabelecer as condições reais de trabalho para as posteriores modificações necessárias. A seguir são discutidos os métodos para identificação e análise destes dados fisiológicos.

Avaliação do custo fisiológico do trabalho

Durante a execução de um trabalho, as principais adaptações fisiológicas concentram-se no sistema respiratório e no sistema circulatório. Algumas transformações nestes sistemas, respectivamente a ventilação e a freqüência cardíaca, podem ser mais facilmente medidas e refletem, pelas alterações que apresentam na passagem do estado de repouso, período de instalação do trabalho até o estado constante (que assume durante a execução do trabalho), a intensidade do trabalho muscular. As adaptações destes sistemas permitem, também, a análise das capacidades físicas do organismo.

A abordagem fisiológica de avaliação do trabalho utiliza medições do consumo de oxigênio (em litros por minuto), taxa metabólica (medida em kcal/min, ou J/min), freqüência cardíaca (em batidas do coração por minuto), freqüência respiratória (respirações/min) e temperatura corporal como índices da energia necessária para desempenhar determinada tarefa. Sejam as ações estáticas ou dinâmicas, os músculos precisam de suprimento das fontes de energia. Estas fontes podem ser aeróbicas, quando o oxigênio é transportado ao sangue, ou anaeróbicas, quando se usa a corrente sangüínea para metabolizar glicogênio. Mas há um limite para a quantidade de oxigênio que pode ser suprido pelo sistema cardiopulmonar. Este limite é a capacidade máxima aeróbica ou aptidão física do indivíduo. Este é o fator limite no exercício, onde grande parte

da massa muscular é envolvida. O metabolismo anaeróbico, geralmente, implica em 50% da energia aeróbica máxima do indivíduo. O metabolismo anaeróbico também é envolvido numa determinada fadiga muscular durante o esforço estático (contração isométrica), excedendo em 10% a resistência da força muscular máxima.

Os fatores principais que importam nos sistemas circulatório e respiratório estão esquematizados na *Figura 4*. Alguns fatores sofrem variações mais importantes que outros, sob a influência do trabalho muscular. As variáveis que podem ser mais facilmente medidas estão marcadas com um asterisco.

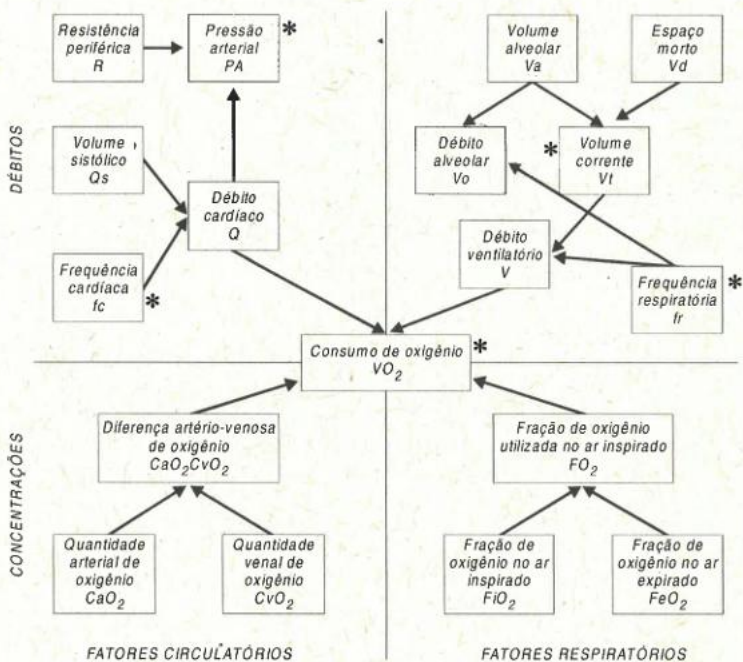


Figura 4 Fatores circulatórios e respiratórios que importam no trabalho muscular (Monod e Pottier, 1981)

Christensen, conforme citado em Grandjean (1981), propôs uma tabela (*Tabela 1*) efetuada a partir de reações medidas durante diversos tipos de trabalho que exemplifica as alterações metabólicas durante o trabalho e suas correlações.

Tabela 1
Metabolismo, respiração, batimentos cardíacos e temperatura como indicadores da carga de trabalho (Grandjean, 1981)

Tipo de trabalho	consumo de O ₂ (litros/min)	ventilação (litros/min)	batimentos cardíacos (bat/min)	temperatura retal (°C)
muito fraco (descansado)	0.25 - 0.3	6 - 7	60 - 70	37.5
fraco	0.5 - 1	11 - 20	75 - 100	37.5
moderado	1 - 1.5	20 - 31	100 - 125	37.5 - 38
pesado	1.5 - 2	31 - 43	125 - 150	38 - 38.5
muito pesado	2 - 2.5	43 - 56	150 - 175	38.5 - 39
extremamente pesado (esporte p. ex.)	2.4 - 4	60 - 100	mais de 175	mais de 39

Monod e Pottier (1981) propuseram uma tabela (*Tabela 2*) equiparando as condições respiratórias e cardíacas em repouso com diversos tipos de trabalho. A classificação do trabalho foi feita a partir das reações máximas às adaptações cardio-respiratórias.

Tabela 2
Classificação do trabalho físico de acordo com as reações máximas de adaptação cardio-respiratória (Monod e Pottier, 1981)

Nível de Atividade	Consumo Energético		V (l/min)	fr (c/min)	R (c/min)	fe (l/min)	Lactatos (mg %)
	O ₂ (ml/min)	(kl/min)					
Repouso	250	5,0	8	12	0,83	70	10
Trabalho:							
* leve	750	14,6	20	14	0,85	100	10
* moderado	1.500	31,4	35	15	0,85	120	10
Trabalho pesado:							
* ótimo	2.000	41,8	50	16	0,90	140	15
* fatigante	2.500	52,3	60	20	0,95	160	20
Trabalho intenso:							
* máximo	3.000	62,8	80	25	1,00	180	50 - 60
* esgotante	> 3.000	> 62,8	120	30	> 1,00	> 180	> 60

AValiação DO CONSUMO DO OXIGÊNIO

Durante o exercício, o suprimento adicional de oxigênio para os músculos ativos e a eliminação de dióxido de carbono dependem de uma precisa integração entre as funções cardiovasculares e respiratórias. Quando um indivíduo é submetido a cargas de trabalho que aumentam progressivamente, há um incremento linear na quantidade de oxigênio

captada pelas células musculares, até alcançar um ponto acima do qual novo aumento da carga de trabalho não resulta em elevação da captação máxima de oxigênio. Cargas de trabalho maiores do que essa podem ser conseguidas somente por períodos mais curtos de tempo, uma vez que os músculos já estão operando em grande parte pela glicose anaeróbica, com grande aumento na produção de ácido láctico. Como é fixado, então, este limite máximo para a captação de oxigênio e, dessa forma, o limite de trabalho? Este limite não é fixado devido a saturação de reações oxidativas intracelulares, ou seja, pela incapacidade das células musculares utilizarem oxigênio mas, sim, é determinado pela capacidade máxima do sistema em prover oxigênio.

Conforme discutido no *Capítulo 2.3* sobre circulação, há dois meios pelos quais as células musculares obtêm mais oxigênio durante o exercício: pelo aumento do fluxo sanguíneo para o músculo e pela extração de mais oxigênio de cada litro de sangue. O resultado destes fatores é que a captação de oxigênio pelos músculos em exercício aumenta proporcionalmente à carga de trabalho até que, virtualmente, todo o oxigênio foi extraído em cargas maiores de trabalho.

avaliação do consumo de oxigênio e do consumo de energia

Sabendo-se que a maior parte das reações do organismo utiliza o oxigênio, pode-se ter uma idéia do consumo energético sabendo-se a quantidade de oxigênio incorporada pelo organismo por unidade de tempo. Quando 1 litro de oxigênio é consumido pelo corpo humano, há um movimento de aproximadamente 4,82Kcal de energia. Esta relação denomina-se valor calórico do oxigênio e, assim, para obtenção do consumo energético, o consumo de oxigênio deve ser multiplicado por 4,82. Portanto, quando se fala em consumo energético, considera-se o consumo de 1 litro de oxigênio por minuto que é aproximadamente igual a uma energia gasta de 5 kilocalorias (Kcal) por minuto.

O consumo de energia, expresso em calorias (C ou Cal) ou Kilocalorias (Kcal) é equivalente à quantidade de calor necessária para elevar de 1° Celsius a temperatura de 1 litro de água e não deve ser confundida com o caloria (representada por c ou cal) que é igual à quantidade de calor necessário para elevar de 1° Celsius a temperatura de 1 ml de água.

calorimetria direta

O processo principal de obtenção de energia para o trabalho é o de conversão de energia química em energia mecânica e calor. Os alimentos são absorvidos pelo sangue, transportados para as células, as quais devolvem ao sangue seus dejetos. O termo geral desse processo é metabolismo, o qual libera energia mecânica e calor.

O metabolismo pode ser avaliado em um aparelho, o calorímetro, que mede a quantidade de calor que o organismo libera em uma unidade de tempo. Colocando-se o indivíduo em uma câmara termicamente isolada, o calor produzido por seu metabolismo tende a aquecer a câmara. Um sistema de resfriamento de água mantém constante a temperatura no interior e, assim, a energia necessária para manter constante a temperatura da água de resfriamento da câmara é exatamente igual à quantidade de calor despendida pelo organismo. Naturalmente, este método de mensuração de consumo energético, denominado calorimetria direta, é muito pouco prático sendo utilizado apenas em situações especiais em centros de pesquisa.

calorimetria
indireta

O consumo energético, por meio do consumo de oxigênio, também pode ser medido por calorimetria indireta. Ao contrário da calorimetria direta, este método pode ser aplicado mais facilmente: o indivíduo respira em uma máscara, com válvulas que separam o ar inspirado do ar expirado, ligada a uma fonte de ar e um reservatório. A cada inspiração, ele inspira um certo volume de oxigênio; a cada expiração ele expira um volume de oxigênio menor que o inspirado pois o organismo absorve O_2 para transformação de energia. Analisando o conteúdo de ar expirado armazenado no reservatório, pode-se notar a diferença entre O_2 disponível e o O_2 utilizado que será equivalente ao volume de oxigênio incorporado ao organismo. Multiplicando-se este valor por 4,82 obtém-se o valor da taxa metabólica ou consumo energético.

No trabalho muscular que envolve uma parcela importante de contrações, a medida do dispêndio energético é um método particularmente adequado para avaliar a intensidade do trabalho. Por isto, ela foi largamente utilizada para fornecer dados relativos ao custo de atividades profissionais, aferição de carga de trabalho físico e as variações do rendimento do trabalho muscular em diversas atividades. As mensurações de consumo energético concluíram que cada pessoa, em repouso, consome uma quantidade básica de energia para manutenção da vida e que as diferenças interindividuais dependem do tamanho (altura e peso), idade e sexo.

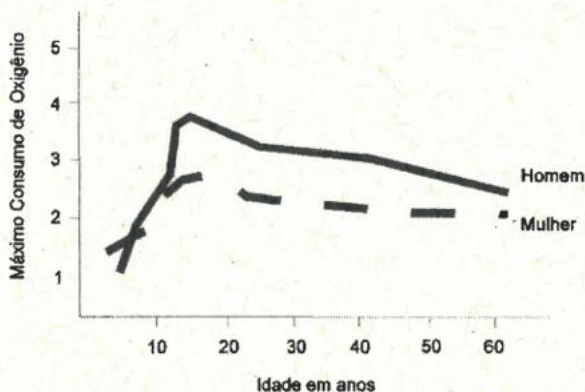
Astrand, P. (1952⁶) e Astrand, I. (1960⁷)(*apud* Grandjean, 1981) mediram o consumo máximo de oxigênio (como indicador do consumo de energia), por um período de 30 minutos, com 350 homens e mulheres de

⁶ ASTRAND, P. O. (1952) *Experimental studies of psychological working capacity in relation to sex and age*. Copenhagen: Munksgaard.

⁷ ASTRAND, I. (1960) Aerobic work capacity in men and women with special reference to age. *Acta Physiol. Scand.* 49, Suppl. 169.

várias idades. A *Figura 5* mostra os resultados obtidos e comprovam a correlação entre a força muscular, a idade e o sexo.

Figura 5
Consumo de oxigênio e correlação entre a força muscular, a idade e o sexo (Astrand, 1952 e Astrand, 1960 apud Grandjean (1981))



Com relação à idade, se for considerado que na faixa entre 20-30 anos a capacidade máxima de ventilação está na ordem de 100%, tanto os homens quanto as mulheres apresentam as seguintes variações:

20-30 anos	100 %
40 anos	96 %
50 anos	90 %
60 anos	80 %
65 anos	75 %

Variação do dispêndio energético em repouso

Mesmo em estado de repouso, o organismo vivo consome energia. Quando uma pessoa está deitada, com o estômago vazio, a quantidade de energia consumida é correspondente ao metabolismo basal. Nestas condições, um homem de 70kg consome 1700Kcal/dia e uma mulher de 60kg, aproximadamente 1400Kcal/dia. No metabolismo basal, quase toda energia química é convertida em calor.

calorias das atividades do dia-a-dia

As atividades do dia-a-dia também consomem energia e pode-se dizer que este consumo está em torno de 600Kcal para os homens e 500-550Kcal para as mulheres. A avaliação do consumo energético total engloba, desta forma, a energia consumida no metabolismo basal mais aquela do dia-a-dia, denominada de lazer (*leisure calories*) mais as calorias do trabalho. De uma forma geral, considera-se que a energia consumida no metabolismo basal mais as calorias de repouso deve ser de 2300 - 2400Kcal/24 horas para homens e de 1900 - 2100Kcal/24 horas para as mulheres. Estes valores podem ser aplicados às ocupações sedentárias que não envolvem esforços físicos significantes.

calorias do trabalho

Assim que se instala o trabalho, o consumo de energia aumenta e quanto maior for a solicitação muscular, maior o consumo. O aumento do consumo energético associado a uma determinada atividade é expresso por "calorias do trabalho" (*work calories*), obtidas pela diferença entre o valor consumido durante o trabalho e aquele obtido em condições de repouso, ou seja, o metabolismo basal.

RELAÇÃO ENTRE CONSUMO ENERGÉTICO E TRABALHO

LIMITES DE CONSUMO ENERGÉTICO

Quando o trabalho envolve maior esforço físico, os valores de calorias do trabalho são acrescidos e, assim, para trabalhos muito pesados podem chegar a valores tais como 5000Kcal. Este índice não é o limite do ser humano pois o corpo é capaz de esforços maiores por algum período de tempo. No esporte, por exemplo, pode-se chegar a um consumo de 5000-10000Kcal por dia, mas apenas ocasionalmente. Diariamente, o esforço físico não pode ser desempenhado de forma segura sob índices de mais de 5100Kcal/24h, principalmente se ocorrer por anos consecutivos. Estes limites são alcançados em diversas profissões como na agricultura, construção civil etc., mas são considerados prejudiciais à saúde do trabalhador. A maioria dos fisiologistas considera um consumo diário de 4800Kcal/dia (média durante um ano) como limite razoável para trabalhos pesados. Isto corresponde a índices de calorias do trabalho de aproximadamente 2500Kcal por dia de trabalho e, considerando 8 horas de trabalho, um acréscimo de 313Kcal/h ou 5,2Kcal/minuto. Trabalhos esporádicos podem exceder estes valores por algumas semanas ou meses, desde que hajam pausas durante o trabalho.

Considera-se que uma taxa metabólica que não exceda 5kcal/min (um terço da captação máxima de oxigênio de uma pessoa) é razoável para homens em jornadas de trabalho típicas de 8 horas (Astrand e Rodahl, 1986). Para mulheres, sugere-se taxas entre 15-20% menores. A experiência prática mostra que uma carga de trabalho que utiliza 30% a 40% da captação máxima de oxigênio do indivíduo, constitui um limite superior médio razoável para o trabalho físico realizado com regularidade durante uma jornada de trabalho de oito horas (Astrand e Rodahl, 1986).

CONSUMO ENERGÉTICO MÍNIMO E SEDENTARISMO

Algumas pesquisas foram realizadas enfocando o problema do sedentarismo do homem do século XX. As imposições de alguns tipos de trabalho (profissões que demandam maior esforço mental do que físico, por exemplo), e também o próprio estilo de vida moderno, fazem com que a atividade física seja reduzida e esta condição sedentária faz com que muitos órgãos do corpo sejam subutilizados. Quando a energia química consumida é maior do que aquela transformada, ela é automaticamente armazenada em forma de gordura que pode ser um sério risco à saúde metabólica bem como gerar problemas cardíacos e

circulatórios. Algumas pesquisas concluíram que uma ocupação saudável deve envolver um consumo de energia de 3000 - 3500Kcal/dia para os homens e de 2500 - 3000Kcal para as mulheres.

O dispêndio energético avaliado durante um trabalho físico compreende, portanto, o dispêndio de repouso e o dispêndio específico de trabalho. Esse dispêndio de repouso varia de indivíduo para indivíduo e, também, em função de três fatores:

- a digestão impõe um dispêndio energético que se liga, de um lado, à atividade dos músculos e glândulas digestivas e, de outro, ao trabalho da transformação dos alimentos ingeridos em alimentos de reconstituição ou de reserva.
- a termo-regulação em zonas frias, o organismo aumenta sua produção de calor, o que demanda um dispêndio de energia que, em situações extremas, pode ser até 3 vezes maior que o dispêndio em repouso.
- a postura em relação à postura deitada, as posturas sentada e em pé necessitam de uma contração dos músculos posturais e, portanto de um dispêndio acrescido, que é da ordem de 15 a 30% para a postura em pé. Quanto mais desequilibrada e rígida for a postura, mais elevado será esse dispêndio.

Os dispêndios exigidos pela digestão e a manutenção da postura ligam-se diretamente aos dispêndios do trabalho muscular, pois limitam a capacidade de trabalho. Os dispêndios de termo-regulação no frio podem ser, em parte, substituídos pelos do trabalho muscular, devido à produção de calor que acompanha a contração muscular.

classificação do nível de demanda energética de um trabalho

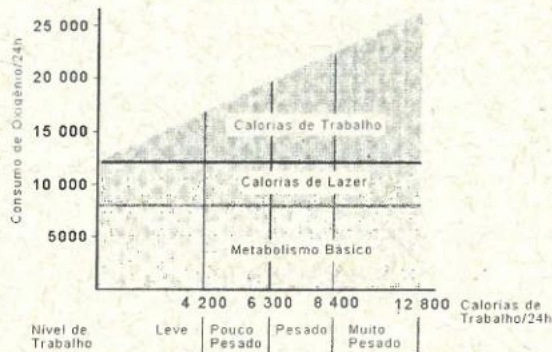
A título de reconhecimento do esforço físico durante o trabalho, alguns estudos foram desenvolvidos por Hettinger (1970⁸ *apud* Grandjean, 1981) e geraram uma classificação do trabalho em 4 níveis de acordo com o consumo, energético demandado (*Figura 6*).

Existem discordâncias entre diversos autores quanto a adequação desta escala para as mulheres. Hettinger considera que os limites para as mulheres devem ser 30% menor que estes estabelecidos para os homens. Durnin e Passmore (1967⁹ *apud* Grandjean, 1981) consideram uma redução de 25%. De qualquer forma, o trabalho para mulheres não pode se encontrar na categoria de extremamente pesado.

⁸ HETTINGER, Th. (1970) *Angewandte Ergonomie*. Frenchen BRD: Bartmann-Verlag.

⁹ DURNIN, J. V. G. A.; PASSMORE, R. (1967) *Energy, work and leisure*. London: Heinemann Educational Books Ltd.

Figura 6
Classificação do trabalho (segundo Hettinger) em 4 níveis, de acordo com o consumo energético demandado (Hettinger, 1970⁸ apud Grandjean (1981))



A avaliação do consumo de oxigênio permite acompanhar a evolução do dispêndio durante um trabalho, avaliar esse dispêndio em relação a um de repouso (dispêndio específico do trabalho) ou à capacidade máxima de desgaste de um indivíduo e prever o aparecimento de um esgotamento. Este método tornou possível a avaliação dos dispêndios médios das atividades profissionais e a avaliação do rendimento dessas atividades, como por exemplo, as pesquisas de Lehmann (1962¹⁰) e Durnin e Passmore (1967¹¹) (apud Grandjean, 1981). As Tabelas 3 e 4 são súmulas dos dados levantados por Lehmann (1962¹⁰), Müller e Spitzer (1952¹¹), e outros autores (apud Grandjean, 1981).

As tabelas de consumo energético elaboradas (com base em experiências de laboratório) por Passmore, Spitzer, Hettinger, Müller, a partir do consumo de oxigênio são uma aproximação do dispêndio durante o trabalho pois não consideram o ritmo de execução, a postura, o aprendizado etc. Face a uma situação de trabalho, o método de avaliação por atribuição do custo energético nas várias atividades permite apenas uma avaliação generalizada e pouco precisa do dispêndio energético efetivo. Além disso, as classificações têm o grande inconveniente de não levar em conta as capacidades individuais de dispêndio energético. Estes valores são uma base e podem haver variações para mais ou para menos destes valores médios dependendo, entre outros, de fatores como constituição física da pessoa, grau de treinamento,

¹⁰ LEHMANN, G. (1962) *Praktische Arbeitsphysiologie*. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.

¹¹ MÜLLER, E. A.; SPITZER, H. (1952) *Arbeit recht verstanden*. München: Oldenbourg Verlag.

idade e sexo. O ponto de referência é um valor médio que não pode representar a extrema variabilidade encontrada na população trabalhadora não só pelos fatores já comentados de sexo, idade, treinamento e condição física mas, também, pelo próprio tipo de alimentação e pelas condições de realização do trabalho.

A avaliação geral do trabalho engloba uma série de elementos da tarefa que por serem pouco perceptíveis podem ser negligenciados apesar de poderem provocar dificuldades na execução do trabalho e um evidente aumento do custo energético. O dispêndio energético para o mesmo ritmo de atividade é maior para o operador em aprendizagem do que para o já treinado, por exemplo. Este último como já conhece bem o seu ofício, tende a desenvolver o trabalho com o máximo da eficiência, economizando energia.

Os valores tabelados de calorias do trabalho indicam a energia consumida em função da carga de trabalho, o que permite concluir sobre os níveis de demanda física em diversas atividades. Deve ficar claro que ele não é um indicativo de sobrecarga mental nem de qualquer problema físico como excesso de calor ou sobrecarga estática devido a posturas. Assim, a avaliação do consumo energético deve ser usada como medida comparativa entre esforços físicos, e jamais como embasamento de estudos de atividade mental ou para melhoria de condições de trabalho.

No entanto, a utilização de tabelas é uma alternativa para a avaliação de consumo energético por método direto, que não é comum em estudos ergonômicos nas empresas. Conforme já mencionado, o método consiste na mensuração da captação de oxigênio pela utilização de equipamentos desconfortáveis para o usuário, o que pode atrapalhar o desempenho no trabalho e, necessariamente, constitui um fator de distúrbio na coleta de dados. Por isso, os estudos em ergonomia dão preferência para a utilização de métodos indiretos de coleta de dados, com base, em geral, no comportamento da frequência respiratória ou cardíaca do trabalhador.

Tabela 3 Demanda energética de várias ocupações. Os valores calóricos são a média anual do consumo diário. De acordo com Lehman (1962)¹² apud Grandjean, (1981)

Homem kcal/dia	Mulher kcal/dia	Tipo de trabalho	Exemplo de ocupação
2400	2000	trabalho manual leve, sentado	guarda-livros
2700	2250	trabalho manual leve, sentado	digitador; relojoeiro
		trabalho manual leve, de pé andando	Cabeleireiro pastor de ovelhas
3000	2500	trabalho manual pesado, sentado	tecelão; cesteiro
		trabalho braçal pesado, sentado	motorista de ônibus
		trabalho corporal leve, de pé	mecânico
		trabalho manual leve, andando	montador; clínico geral, leitor de mostradores
3300	2750	trabalho manual pesado, sentado	sapateiro
		trabalho corporal leve, andando	instalador eletricitista
		trabalho corporal leve, subindo escadas	carteiro
3600	3000	trabalho braçal pesado, sentado	pedreiro
		trabalho corporal moderado, de pé	serralheiro; massagista, açougueiro
		trabalho corporal moderado, andando	limpador de chaminé
3900	3250	trabalho corporal muito pesado, de pé	cortador de lenha
		trabalho corporal pesado, andando	bailarino; guarda-chave estrada ferro
		trabalho corporal moderado subindo	carpinteiro na construção
4200	-	esforço corporal extremo, de pé	mineiro de carvão
		esforço corporal muito pesado, andando	trabalhador agrícola
4500	-	trabalho corporal pesado, subindo	trabalhador em vinhedo
		esforço corporal extremo, de pé	sacos de farinha
4800	-	trabalho corporal muito pesado, andando	carvoeiro; carregador sacos de farinha
		esforço corporal extremo, na pior posição	mineiro de carvão, deitado

¹² LEHMANN, G. (1962) *Praktische Arbeitsphysiologie*. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.

Tabela 4 Consumo energético, em calorías de trabalho, durante várias formas de atividade física. Calorias de trabalho = consumo energético total durante o trabalho menos o consumo energético em repouso. De acordo com Müller e Spitzer (1952¹³), e Lehman (1962¹⁴) (Grandjean, 1981)

Atividade	Condições de trabalho	Kcal/min
andando, de mãos vazias	superfície plana, 4 km/h	2,1
	rodovia de cascalho, sapatos pesados, 4 km/h	3,1
andando, com peso nas costas	rodovia plana, de cascalho	
	• 10 kg de carga, 4 km/h • 30 kg de carga, 4 km/h	3,6 5,3
subindo	16° de gradiente de velocidade de subida 11.5 m/min	
	• sem carga • 20 kg de carga	8,3 10,5
subindo escadas	30,5° gradiente de velocidade de subida 17.2 m/min	
	• sem carga • 20 kg de carga	13,7 18,4
pedalando	velocidade 16 km/h	5,2
puxando carrinho de mão	3.6 km/h, superfície plana, dura, força de tração 11.6 kg	8,5
trabalhando com machado	golpe com duas mãos, 35 golpes/min	9,5 a 11,5
	trabalhando com martelo	peso do martelo 4.4 kg golpes verticais, 15 golpes/min
trabalhando com pá	10 pazadas/min, atirando 2m horizontalmente e 1 m altura	7,8
serrando madeira	serra de duas mãos, 60 serradas duplas/min	9,0
assentando tijolos	produção normal 0,0041 m ³ /min	3,0
aparafusando	• sentido horizontal	0,5
	• sentido vertical	0,7 a 1,6
cavando	pá de jardim solo argiloso	7,5 a 8,7
	trabalho caseiro	• cozinhar
• Limpeza leve; passar		2,0 a 3,0
• fazer cama; bater tapete; lavar chão		4,0 a 5,0
• Lavar roupa pesada		4,0 a 6,0

¹³ MÜLLER, E. A.; SPITZER, H. (1952) *Arbeit recht verstanden*. München: Oldenbourg Verlag.

¹⁴ LEHMANN, G. (1962) *Praktische Arbeitsphysiologie*. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme Verlag.

AVALIAÇÃO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

Os índices de frequência respiratória são uma alternativa para avaliação do trabalho físico. Por meio de aparelhos portáteis, fixados no tórax do sujeito, mede-se a frequência da respiração (uma inspiração mais uma expiração). Uma inspiração mais uma expiração duram 5 segundos, logo a frequência respiratória no repouso é de 12 respirações/min.

Devido à grande adaptabilidade do sistema respiratório, o aumento de ventilação causada pelo exercício é capaz de manter a saturação necessária de oxigênio no sangue mesmo para os exercícios mais intensos. Assim, a captação máxima de O_2 não é limitada pelo aparelho respiratório, mas sim, pelo sistema responsável por seu transporte. O consumo de oxigênio aumenta linearmente com o débito cardíaco, em trabalhos musculares de força crescente. Pela intensificação do esforço e, considerando que a ventilação ainda pode aumentar, o oxigênio começa a se tornar um entrave devido a impossibilidade do aumento do débito cardíaco. O "colapso" no sistema de transporte de O_2 gera limitação do trabalho pois não consegue mais carregar apropriadamente os nutrientes para o trabalho celular. Como o débito cardíaco é limitado pelo volume sistólico impondoso, assim, o ritmo da frequência cardíaca, as análises de trabalho podem ser calculadas nas alterações desta frequência como indicativo de sobrecarga de trabalho. Desta forma, o método da frequência cardíaca para avaliação da atividade física e carga de trabalho foi significativamente aprimorado não só por ter sido repetidamente comprovada sua importância e significação fisiológica como, também, pela facilidade de obtenção de dados, aspecto importantíssimo quando se trata de avaliações de trabalho em situação de campo.

AVALIAÇÃO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

A frequência cardíaca informa muito sobre a atividade geral do trabalho sendo efetuado, é útil na predição da demanda fisiológica, mas é, em termos de dispêndio energético, menos fidedigna do que as medidas diretas do consumo de oxigênio, devido às diferenças individuais na relação entre os batimentos cardíacos e a energia gasta por diferentes pessoas. No entanto, para trabalho de campo, o método do consumo energético mostra-se impraticável e o registro da frequência cardíaca é muito difundido devido sua facilidade de registro e resgate de dados.

Para uma medição simplificada da frequência cardíaca, existem aparelhos portáteis (como o frequencímetro), comercialmente disponíveis para monitorar e gravar a frequência cardíaca, de maneira a não obstruir as atividades do trabalhador, e pode ser utilizada à distância. Para o sujeito sendo avaliado, a utilização de um equipamento de mensuração de batimentos cardíacos não causa nenhuma interferência, pois a técnica é não invasiva (exige apenas a colocação de três eletrodos de

superfície sobre o tórax) e o uso de um captador/armazenador dos sinais da frequência que, no caso dos sistemas mais modernos, tem a forma de um relógio de pulso. A leitura dos dados é feita mais tarde, em laboratório, através de uma interface que transfere os dados armazenados para um computador. Deve-se tomar cuidado, no entanto, quando na utilização de freqüencímetros sem fio (caso do relógio dos corredores) porque podem não funcionar em situações de trabalho que haja interferência de aparelhos.

A frequência cardíaca sofre alteração sob três situações principais:

- há redução da frequência de repouso em posição deitada;
- há aumento de frequência em uma postura dada;
- há aumento durante a execução de um trabalho.

Em um trabalho considerado leve, a frequência cardíaca (batimentos cardíacos/min) sobe em alguns minutos e se mantém constante dentro de padrões aceitáveis. Já no trabalho pesado, a frequência cardíaca sobe até que o trabalho se torne extenuante e tenha que ser interrompido.

O gráfico da *Figura 5* mostra como o aumento dos batimentos cardíacos está relacionado com o trabalho. Mostra, também, como a energia consumida pode demandar diferentemente o coração, dependendo das circunstâncias.

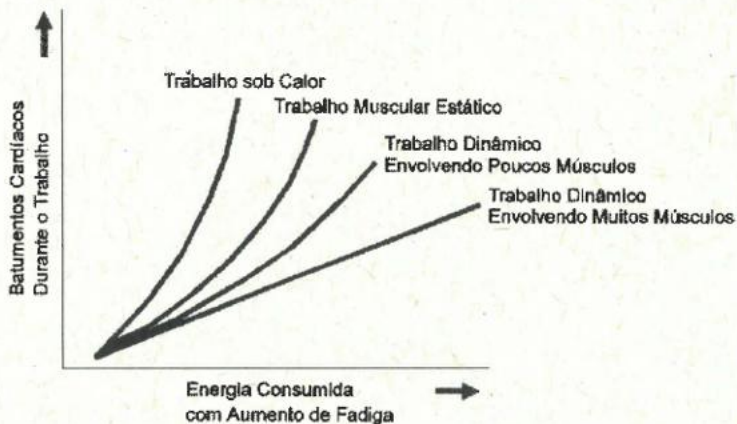
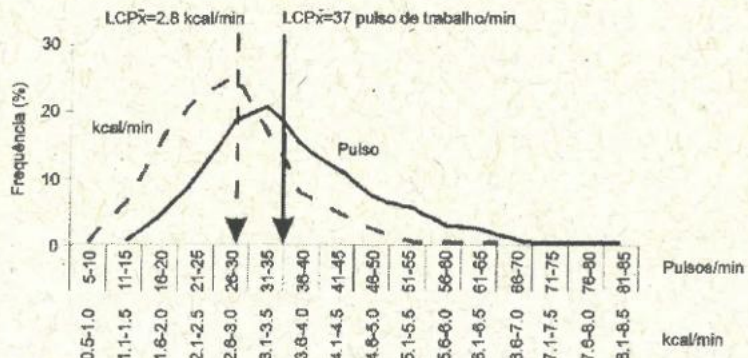


Figura 5 Aumento de batimentos cardíacos em relação a diferentes tipos de estresse (Grandjean, 1981)

Segundo o gráfico, o aumento de batimentos cardíacos ocorre devido a: um aumento da temperatura ambiente; quão maior for a proporção de trabalho estático para o trabalho dinâmico e quão menos músculos estão envolvidos.

Comparando-se as alterações dos batimentos cardíacos com as alterações no consumo de energia, fica claro que avaliações calcadas apenas neste último não são suficientes, uma vez que alguns fatores correlacionados ao trabalho não influem na ventilação e no consumo energético mas são responsáveis pelo aumento da frequência cardíaca. Hettinger (1970¹⁵ apud Grandjean, 1981) correlacionou o dispêndio energético e os batimentos cardíacos, a partir de estudos realizados entre 1949 e 1969, com 552 trabalhadores em postos de trabalho da siderurgia alemã chegando ao gráfico da *Figura 6* com a distribuição de frequências de dispêndio de calorias de trabalho (valores inferiores) e de pulsos de trabalho (valores superiores). A curva tracejada equívale a kcal/min; a curva contínua equívale ao pulso de trabalho/min; LCP=limite de trabalho contínuo.

Figura 6
Comparação entre o dispêndio de calorias de trabalho e de pulsos de trabalho (Hettinger, 1970¹⁵ apud Grandjean, 1981)



Comparando-se as curvas, observa-se que elas não coincidem. Os valores para calorias de trabalho são geralmente mais baixos do que os valores de pulso de trabalho, discrepância atribuída aos efeitos do trabalho estático e sob temperaturas elevadas que não acarretam em alterações críticas do consumo energético, mas que influenciam muito os batimentos cardíacos.

¹⁵ HETTINGER, Th. (1970) *Angewandte Ergonomie*. Frenchen BRD: Bartmann-Vérlag.

A análise dos postos de trabalho possibilitou uma organização quanto ao tipo de carga imposta conforme a *Tabela 5*.

Tabela 5 Análise de carga de trabalho associada a 215 postos de trabalho (Hettinger, 1970¹⁶ apud Grandjean, 1981)

Característica do posto de trabalho	nº de postos	calorias de trabalho (Kcal/min)	pulsos de trabalho (bat/min)
predominância do trabalho dinâmico	54	2,7	30
trabalho estático	59	2,5	44
sob temperatura alta	102	2,3	42
em geral	215	2,5	39

LIMITES DE FREQUÊNCIA CARDÍACA segundo Hettinger e Rohmert

Hettinger e Rohmert, de acordo com Grandjean (1981), consideram que para trabalhos dinâmicos que envolvem um razoável número de músculos de trabalhadores homens, jovens e saudáveis, pode-se postular que 1 caloria de trabalho/min é igual a 10 pulsos de trabalho/min. No caso de análise de trabalho dinâmico a partir de apenas um dos índices fisiológicos (frequência cardíaca ou frequência respiratória/ventilação) é possível correlacionar, com pouca margem de erro, o outro índice não medido e, assim, obter os valores de incremento tanto para o consumo energético quanto para a frequência cardíaca. Segundo a *Tabela 5*, pode-se notar que, considerando-se esta relação de 1:10, os valores mais próximos entre caloria de trabalho e pulso de trabalho ocorrem realmente no trabalho dinâmico, e diferem bastante nas situações de trabalho estático e trabalho sob calor.

segundo Konz

Segundo Konz (1995), a forma mais simples de avaliar a frequência cardíaca conseqüente de uma carga física de trabalho é a subtração da frequência cardíaca basal do pico da frequência cardíaca máxima. Konz (1995) recomenda como limites para manuseio de carga física, os seguintes índices:

- Utilização da Capacidade Aeróbica Máxima (VO_2 Max) entre 28% a 29% da capacidade aeróbica máxima, que corresponderia a um consumo de 5Kcal por minuto e limite entre 100-120 batimentos para a frequência cardíaca.
- Durante trabalhos que apresentem cargas mais intensivas, o limite de 130 batimentos por minuto na frequência cardíaca não pode ser excedido (Konz, 1995).

¹⁶ HETTINGER, Th. (1970) *Angewandte Ergonomie*. Frenchen BRD: Bartmann-Verlag.

freqüência
cardíaca
máxima
efetiva de
Astrand e
Rodahl

Outro parâmetro é a freqüência cardíaca máxima efetiva (ou seja, prevista) que pode ser calculada da seguinte forma:

$$FC_{\max} = 220 - \text{IDADE} \quad (\text{Astrand e Rodahl, 1986}).$$

O desvio padrão previsto é de 10 batimentos por minuto. Portanto, para um indivíduo de trinta anos, a freqüência cardíaca máxima é de 190 batimentos por minuto, e seu desvio pode ocorrer entre 180 e 200 batimentos por minuto (Astrand e Rodahl, 1986).

percentual da
freqüência
cardíaca
máxima

O valor absoluto da freqüência cardíaca só é útil se a(s) pessoa(s) estudada(s) representam a maioria das pessoas de um dado grupo. Portanto, é melhor utilizar o aumento de batimentos cardíacos para expressar as demandas de um dado trabalho sobre uma dada população. As respostas podem ser expressas em termos do valor máximo previsto (FC_{\max}) que é estimável a partir da proposta de Astrand e Rodahl (1977). Para estimar a faixa de percentual de FC_{\max} demandada por um dado trabalho, a Eastman Kodak Company (Ergonomic..., 1986) propõe utilizar a seguinte fórmula:

$$\frac{100 \times (FC \text{ média durante o trabalho} - FC \text{ em repouso})}{(FC \text{ máxima efetiva} - FC \text{ em repouso})} = \text{percentual da } FC \text{ máxima}$$

O numerador (FC média durante o trabalho - FC em repouso) é o aumento da freqüência cardíaca e o denominador (FC máxima efetiva - FC em repouso) é a faixa de freqüência cardíaca individual. Para muitas tarefas de carga média e moderada, que utiliza todo o corpo, e realizadas em clima temperado, a percentagem de freqüência cardíaca máxima está relacionada com a capacidade aeróbica máxima ($VO_2 \text{ Max}$). Em média, para não fatigar o trabalhador, a atividade não deve ultrapassar 33% da FC máxima.

A percentagem da FC máxima é útil para indicar quando outros estressores, tais como calor e pressão do tempo, estão envolvidos no trabalho. A percentagem da capacidade aeróbica máxima ($VO_2 \text{ Max}$) pode ser usada para avaliar o quanto a freqüência cardíaca está associada com a sobrecarga física. A diferença entre a percentagem da FC máxima e a percentagem da capacidade aeróbica máxima indica o nível de estresse mental. Segundo Eastman Kodak Company (Ergonomic..., 1986), os estudos em uma mesma atividade de dirigir um caminhão de bombeiro mostraram que a FC foi de 30 sob a condição de treinamento e de 50 na condição de emergência, tendo-se calculado que o estresse foi responsável por um aumento de 40% dos batimentos cardíacos ((50-30)/50).

segundo
Karrasch e
Müller

Karrasch e Müller (1951¹⁷ *apud* Grandjean, 1998) sugeriram que o limite de carga máxima aceitável é aquele em que a frequência cardíaca não aumente continuamente, e que retorne, após quinze minutos, a valores encontrados no repouso. Estes limites correspondem a uma carga de trabalho na qual o gasto de energia está ainda em equilíbrio com a reposição corrente de energia gasta (*steady state*). Esta carga é hoje chamada de limite de trabalho contínuo para jornada de oito horas.

segundo
Müller

Conforme já definido no Capítulo 2.3 deste livro, Müller (1942¹⁸ *apud* Grandjean, 1998) sugeriu os seguintes parâmetros para avaliar os diversos tipos de carga de trabalho:

- Frequência do Pulso de repouso (frequência média do pulso antes do trabalho);
- Frequência do Pulso durante o trabalho (frequência média do pulso durante o trabalho);
- Pulso de Trabalho (diferença entre a frequência do pulso de repouso e do pulso durante o trabalho);
- Soma dos pulsos de recuperação (soma dos pulsos desde o fim do trabalho até o retorno da frequência de repouso);
- Soma de pulsos de trabalho (soma dos pulsos desde o início do trabalho até o retorno à frequência de repouso).

A análise da frequência cardíaca pode ser feita comparando-se os batimentos em repouso (antes do trabalho) e durante a execução da tarefa. Rohmert e Hettinger, segundo Grandjean (1981), desenvolveram estudos sistemáticos avaliando esforços sobre uma bicicleta ergométrica durante 8 horas e concluíram que o limite para manutenção do estado constante é possível sob 40 pulsos de trabalho/minuto. O valor do pulso em repouso foi obtido com o sujeito deitado.

Segundo Müller (1961¹⁹ *apud* Grandjean, 1998) o limite de carga para trabalho contínuo para homens é alcançado quando a frequência cardíaca média do “pulso de trabalho”, isto é, a diferença entre os

¹⁷ KARRASCH, K.; MÜLLER, E. A. (1951) Das Verhalten der Pulsfrequenz in der Erholungsperiode nach körperlicher Arbeit. *Arbeitsphysiologie* 14, pp. 369 - 382.

¹⁸ MÜLLER, E. A. (1942) Die Pulszahl als Kennzeichen für Stoffumtausch und Ermüdbarkeit des arbeitenden Muskels. *Arbeitsphysiologie*. 12, 92 - 106.

¹⁹ MÜLLER, E. A. (1961) Die physische Ermüdung. In: *Handbuch der gesamten Arbeitsmedizin*, Band 1. Berlin: Urban and Schwarzenberg.

batimentos do pulso em trabalho e em repouso (medido com o sujeito sentado), é igual ou maior a 30 batimentos por minuto (pulso de trabalho = 30/min), as duas medições tendo sido feitas com o sujeito na mesma postura e, desta forma, a carga estática sendo a mesma.

segundo
Grandjean

Com base em vários estudos realizados em fábricas, Grandjean (1981) propôs que os limites do pulso de trabalho podem ser obtidos a partir da mensuração dos batimentos cardíacos em repouso com o sujeito na posição sentada. Neste procedimento, foi possível fixar 35 pulsos de trabalho (35 batimentos a mais que o normal em repouso) como o limite para desempenho contínuo para homens. Em outras palavras, se um trabalhador tiver uma frequência média em repouso sentado de 70 batimentos/min, não é recomendável que ele mantenha atividades que demandem mais de 105 batimentos/min durante uma jornada de oito horas.

Não existem estudos no gênero sobre os limites para mulheres mas, fisiologicamente, é possível postular 30 pulsos de trabalho como limite de trabalho contínuo para mulheres, a partir da tomada dos valores de pulso de repouso na posição sentada (Grandjean, 1981).

Em resumo, admite-se que, para o trabalho profissional de 8 horas, o incremento da frequência cardíaca não pode ultrapassar 35 pulsações/min do valor em repouso para homens e 30 pulsações/min para mulheres, sob pena de danos ao organismo. Na realidade, um aumento de 25 a 30 pulsações/min já é considerado muito elevado. Para trabalhos curtos, o aumento pode ser superior, e em certos esforços de curtíssima duração, pode atingir 100 pulsações/minuto (a mais que em repouso), como no caso de esportes.

Com base na comparação entre a frequência cardíaca em repouso e a frequência durante o trabalho, é possível estimar o custo fisiológico do trabalho, isto é, avaliar a sobrecarga de trabalho e redesenhá-lo (por meio de modificação da tarefa e/ou do posto de trabalho) caso a demanda energética esteja fora do recomendado para trabalhos contínuos. A estes três aspectos pode-se aliar outros, tais como, ambiência térmica, atividade mental, tipo de trabalho e ritmo imposto. Em situações reais de trabalho, a multiplicidade destes aspectos pode tornar difícil estabelecer um diagnóstico preciso sobre as causas do aumento da frequência cardíaca. Por exemplo, em certas atividades como aquelas que exigem esforço isométrico acentuado, o ser humano tende a exibir aumento de pressão arterial sistêmica e, em resposta a esse aumento, o sistema nervoso central promove uma redução reflexa da frequência cardíaca. Esta resposta, chamada de reflexo dos

barorreceptores, tende a normalizar o débito cardíaco (fluxo de sangue que é expelido do coração por minuto) resultante do esforço muscular (Ganong, 1999; McArdle *et al.*, 1998), o que explica porque às vezes os níveis de frequência cardíaca não são elevados apesar do grande esforço físico expresso subjetivamente pelos sujeitos ou pelo teor de catecolaminas. Esta compensação foi o que provavelmente ocorreu no estudo de Guimarães *et al.* (2004) sobre o trabalho de eletricitistas em rede elétrica desenergizada, que é detalhado mais adiante neste capítulo. Apesar das grandes variações, o registro da frequência cardíaca é um método muito útil para estudar as alterações metabólicas durante o trabalho e precisar quais das condições necessitam ser modificadas.

MEDIÇÃO DE NÍVEIS HORMONAIS

Sob condições estressantes, o hormônio adrenocorticotrófico (ACTH) (produzido pelas células corticotróficas da adeno hipófise) atua sobre as células da camada cortical da glândula adrenal, ou supra-renal, estimulando-as a sintetizar e liberar os “hormônios do estresse” (adrenalina, noradrenalina e cortisol), de forma a mobilizar energia para lidar com as situações estressantes que pode ocorrer na forma de “luta” ou “fuga” ao estresse. Estas alterações aceleram o batimento cardíaco, dilatam as pupilas, aumentam a sudorese e os níveis de açúcar no sangue, reduzem a digestão (e ainda o crescimento e o interesse pelo sexo), contraem o baço (que expulsa mais hemácias, ou glóbulos vermelhos, para a circulação sanguínea, o que amplia o fornecimento de oxigênio aos tecidos) e causa imunossupressão (ou seja, redução das defesas do organismo). Este tema é retomado no *Capítulo 7* do livro *Ergonomia Cognitiva*, que trata da avaliação do trabalho mental.

cortisol

A secreção de cortisol, estimulada por ACTH, responde prontamente a vários tipos de estresse, quer de natureza psicológica, quer física. Embora o exercício físico e o esforço realizado durante uma tarefa sejam condições de “estresse” detectadas pelo sistema nervoso central, a secreção de cortisol em resposta ao esforço físico apresenta considerável variabilidade. A secreção dos hormônios do estresse em resposta à atividade física está na dependência de fatores como **intensidade e duração** do exercício, nível de **aptidão (treinamento)**, **estado nutricional** (dietas pobres em carboidratos e ricas em proteínas e lipídeos tendem a aumentar as concentrações de cortisol que funciona como um “protetor” da glicemia, que tende a ser mais baixa nestes casos) e o **ritmo circadiano** (a secreção dos hormônios do ACTH exhibe ritmo circadiano com padrão diurno acentuado, com pico pouco antes de o indivíduo acordar, preparando-o para enfrentar o “estresse” da glicemia baixa antes da primeira refeição do dia).

A maior parte dos estudos indica que a produção de cortisol aumenta com a intensidade do exercício. O tempo de duração da atividade física também é importante. Por exemplo, imediatamente após múltiplos piques de natação (exercício intenso: 15 x 200m, nado livre, com intervalos de 20 segundos entre cada pique de 200m), as concentrações de cortisol plasmático sobem de 160 para 260ng/ml em nadadores sem treinamento e de cerca de 80 para 180ng/ml em nadadores treinados por até 24 semanas (McArdle *et al.*, 1998). As diferenças de concentração de cortisol em função de diferentes tipos de estresse pode ser avaliada por amostras coletadas do sangue, urina ou saliva.

**catecolaminas
adrenalina e
noradrenalina**

Também é possível avaliar a carga imposta por um dado trabalho com base na medição de catecolaminas plasmática e/ou urinária. Particularmente, é possível quantificar a carga de trabalho avaliando-se a diferença do teor de catecolaminas no início e no final do trabalho e identificar se o componente da carga é preponderantemente físico (pelo teor de noradrenalina) ou mental (pelo teor de adrenalina). Segundo Fibiger *et al.* (1984), quando o resultado da razão entre o teor de noradrenalina e adrenalina é maior do que 5, a atividade é predominantemente física e quando está entre 2 e 3 ela é predominantemente mental. Estes testes são feitos em laboratório e, portanto, este tipo de avaliação é utilizada em experimentos específicos e, não, no dia-a-dia de uma análise ergonômica do trabalho.

**AValiação
DA
TEMPERATURA
CORPORAL**

Mesmo nas melhores condições de trabalho, somente 20% a 25% da energia liberada transforma-se em energia mecânica aproveitável, sendo o restante transformado em calor. Considerando um consumo de oxigênio de 4 l/min, correspondente à produção de 20Kcal/min, 15 a 16Kcal/min são gastos na produção de calor. Como o calor específico do corpo é de 0,8Kcal/kg, uma pessoa que pesava 75kg teria a temperatura corporal aumentada de 0,8° Celsius a cada 5 minutos se o calor não se dissipasse. No curso de exercícios pesados, a maior parte do calor é eliminada pela evaporação de suor. A radiação e a convecção têm um papel menos destacado, uma vez que o gradiente de temperatura entre a pele e o meio ambiente pouco pode ser aumentado pela elevação de temperatura da pele.

Durante os primeiros 30 a 60 minutos de trabalho, nem todo calor produzido é eliminado. Uma vez que certa quantidade é retida, a temperatura do organismo se eleva. Depois, este aumento mantém-se dentro de limites estreitos dependendo do ritmo metabólico e não da temperatura do meio ambiente. A temperatura do corpo é uma função regulada e alguns estudos determinaram que a uma dada percentagem da capacidade máxima de trabalho, indivíduos diferentes apresentam aproximadamente a mesma temperatura.

A produção de suor também é uma função regulada que varia com a produção de calor, mesmo quando este provém de outras fontes além do metabolismo. É o caso do trabalho negativo, por exemplo, onde o trabalho externo é absorvido pelos músculos e transformado em calor. Assim, pode-se concluir que a temperatura do corpo é proporcional ao metabolismo, sendo a produção de suor proporcional à produção total de calor.

Existe uma explicação para o aumento da temperatura corporal durante o exercício que propõe que a elevação da temperatura aceleraria os processos químicos e diminuiria as resistências viscosas nos músculos e articulações, permitindo um funcionamento mais perfeito do organismo. Experiências de laboratório demonstram que as pessoas apresentam um desempenho melhor quando seus músculos são aquecidos por um exercício prévio. Isto pode explicar, em parte, o benefício proporcionado ao atleta pelo aquecimento antes dos esportes.

Apesar da temperatura manter uma relação linear com a ventilação e a frequência cardíaca, a análise da variação de temperatura é um método de análise das alterações metabólicas mais complexo do que os outros dois métodos. Esta complexidade deve-se ao fato da temperatura interna se dar dentro de uma faixa muito pequena de variação, de aproximadamente 3º Celsius, o que acarreta em estudos muito detalhados sendo mais utilizado para correlações em estudos de laboratório. O método da avaliação do trabalho com base na frequência cardíaca e respiratória atende plenamente as necessidades de um estudo de campo, não sendo necessária a incorporação da avaliação paralela da temperatura corporal.

termografia

Tendo em vista que o aumento da atividade aumenta a temperatura corporal em atividade, é possível avaliar o nível de esforço exigido das diferentes partes do corpo por meio de termografia. Ela é uma técnica totalmente não invasiva, desprovida de contato físico e radiação, que mede as variações de temperatura ou radiação térmica presente nas superfícies (corpos, objetos) estudadas. A análise é visual e qualitativa baseada nas diferenças de cores entre as superfícies mais e menos exigidas. Por exemplo, é possível avaliar o quanto uma determinada parte do corpo foi exigida termografando o sujeito antes e depois de uma atividade e comparando as variações de temperatura (ou seja, das cores) encontradas.

Atualmente, há duas técnicas de imagem termográfica: a termografia de infravermelho e a termografia de cristal líquido. A termografia de cristal líquido ou termografia de contato é composta por “telas” ou “almofa-

das” que são impregnadas de derivados de metil-éster colestético que mudam de cor em função da mudança de temperatura (ITS, 1997). Esta técnica utiliza *scanners* que fazem um mapeamento térmico da região observada. A termografia de infravermelho, ou sem contato, registra a radiação térmica emitida pela superfície escaneada, por um sistema de formação de imagens térmicas, em tempo real. As imagens térmicas ou termogramas são representações da captação da radiação térmica registrada por uma câmera especial denominada termovisor.

utilização de dados fisiológicos no estudo de caso do trabalho de eletricitistas

Um estudo sobre o trabalho dos eletricitistas de linha desenergizada (Guimarães *et al.*, 2004; Guimarães, Fischer e Bittencourt, Jr., 2004) avaliou, entre outras questões, três métodos de subida em poste de rede elétrica, sendo dois usados tradicionalmente: com o uso de escada, quando o poste é de concreto, ou com esporas (*trepas*), quando o poste é de madeira. Tendo em vista as questões de esforço físico e, principalmente, segurança, envolvidos na atividade, foi proposta e testada a subida por *rappel*, sistema utilizado por alpinistas, e que constitui-se de cordas e roldanas preso a uma cadeira/cinto com travas de segurança que reduzem o esforço de acionamento e o risco de quedas. Considerou-se que, na ascensão por *rappel*, os eletricitistas despenderiam esforço somente nas atividades que agregam valor ao trabalho e não na subida, ou descida, que acaba sendo uma perda de tempo e energia.

Inicialmente, no centro de treinamento de uma empresa distribuidora de energia elétrica, foi feita a avaliação da carga imposta a dois eletricitistas voluntários (sujeito A: 27 anos, 86 kg, 1,74 m; e sujeito B: 28 anos, 80 kg, 1,74 m) nos procedimentos de subida por escada e com esporas. Foi medida a frequência cardíaca do funcionário com um frequencímetro portátil marca “Polar”, modelo “*Sportester*”, e o esforço gerado nos músculos, por meio de termografia, com um termógrafo infravermelho Thermovision® 550 AGEMA.

Os resultados indicaram variações importantes entre a frequência de repouso e a frequência durante a atividade. O pulso durante o trabalho, em alguns casos, ultrapassou os níveis considerados como limite fisiológico: sendo superiores a $FC = 100$ batimentos, limite por Astrand e Rodahl (1986) e superior a 35 pulsos de trabalho (PT), que é o limite para trabalho contínuo proposto por Grandjean (1998). Os resultados do experimento realizado com os dois eletricitistas voluntários são resumidos na *Tabela 6*.

Tabela 6
resultados da
avaliação por
frequência
cardíaca, de dois
sujeitos no
procedimento de
subida em poste de
concreto (por
escada) e por
esporas (trepa)

Condição	Sujeito	subida	trabalho	descida
trepa	A	188 80	160,5 52,5	166 58
	B	143 62	136,8 55,8	140 49
escada	A	137 29	146 38	141 33
	B	101 20	116 35	120 39

Os dois sujeitos foram termografados antes e após a atividade de subida e descida, nos dois sistemas, e os resultados de atividade térmica (obtido pela diferença entre o valor medido depois e antes da atividade) na subida por trepa (Tabela 7) e por escada (Tabela 8), foram significativos principalmente:

- nas pernas, na subida por trepa, e por escada;
- nas costas (início da torácica e início da lombar), na subida por trepa (que apresentou um aumento de $1,4^{\circ}$), corroborando o resultado de avaliação subjetiva de dor aferido por questionário.

Tabela 7
Resultados de
avaliação
termográfica de
dois eletricitistas
após esforço de
subida em poste de
madeira usando
"trepa"

Segmentos	Valores da temperatura ($^{\circ}$ C)	
	Sujeito A	Sujeito B
Torácica	$32,2 - 30,8 = 1,4$	$32,2 - 30,8 = 1,4$
Lombar	$32,1 - 30,7 = 1,4$	$31,0 - 30,3 = 0,7$
Perna esquerda	$32,5 - 31,6 = 0,9$	$31,1 - 30,7 = 0,4$
Perna direita	$32,2 - 30,5 = 1,7$	$31,1 - 30,7 = 1,7$

Tabela 8
Resultados de
avaliação
termográfica de
dois eletricitistas
após esforço de
subida em poste de
concreto usando
escada

Segmentos	Valores da temperatura ($^{\circ}$ C)	
	Sujeito A	Sujeito B
Torácica	$31,7 - 30,6 = 1,1$	$31,7 - 31,6 = 0,1$
Lombar	$31,0 - 31,0 = 0,0$	$30,5 - 30,2 = 0,3$
Perna esquerda	$32,3 - 30,5 = 1,5$	$31,4 - 30,5 = 0,9$
Perna direita	$32,3 - 30,8 = 1,5$	$31,4 - 31,2 = 0,2$

Alguns meses mais tarde, no mesmo centro de treinamento da mesma empresa, foi realizado um segundo experimento que incluiu o novo sistema proposto de subida por *rappel*. Todos os quatro voluntários (dois jovens com menos experiência como eletricitista: 28 anos e 3,5 na empresa, e 26 anos e 10 na empresa; e dois mais velhos e experientes:

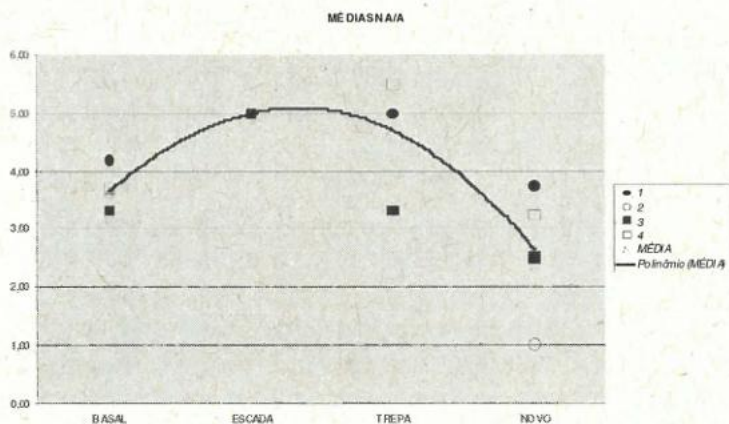
31 anos e 12 na empresa, e 43 anos e 23 na empresa) experimentaram as três condições. Eles foram treinados no sistema proposto de *rappel* para minimizar o efeito da novidade, tendo sido instruídos por um alpinista com experiência em treinamento de trabalho em altura. O esforço foi medido por meio da frequência cardíaca (com um freqüencímetro marca "Polar", modelo "Sportester") e da avaliação de estressores na urina (adrenalina e noradrenalina) e saliva (cortisol). O termógrafo não estava disponível e, portanto, não foi utilizado.

Os eletricitistas foram submetidos às três condições de exercício, que foram avaliados da seguinte forma: ao longo de cada experimento, foram feitas mensurações de batimento cardíaco a cada 5 minutos para cada sujeito; o nível de cortisol salivar e nível de catecolaminas urinário foi avaliado, para cada sujeito, imediatamente após terem sido submetidos a cada um dos três exercícios. Para garantir que os sujeitos seriam capazes de fornecer urina ao final de cada experimento, eles tomaram dois copos de água antes de começar um novo teste, durante a pausa de 15 minutos entre cada teste. As pausas eram feitas com o sujeito sentado à sombra.

Os resultados de tendência da frequência cardíaca (FC), cortisol, Adrenalina (A) e Noradrenalina (NA), antes e depois do trabalho em cada uma das três condições, de forma geral, apresentaram muita variabilidade entre os sujeitos, que pode ser decorrente do tamanho reduzido da amostra, quando as características individuais tendem a ter um impacto muito grande nas análises. Apesar da variabilidade dos dados dos níveis de catecolaminas, em separado, a avaliação da razão entre noradrenalina e adrenalina (NA/A) foi estatisticamente significativa (p -valor = 0,013) e conseguiu discriminar entre o estresse físico e mental de cada trabalho realizado. A *Figura 7* mostra a curva de tendência dos resultados da razão entre a concentração urinária de adrenalina e noradrenalina (NA/A) nos três sistemas e em repouso.

A constatação é que o trabalho do eletricitista em operação em postes é bastante desgastante fisicamente, tanto na trepa quanto na escada (razão NA/A > 5). A escada exige principalmente esforço isométrico, devido às posturas assimétricas adotadas, o que pode levar a um aumento de pressão arterial sistêmica e redução da frequência cardíaca para normalização do débito cardíaco, apesar do esforço físico elevado expresso pela razão NA/A.

Figura 7
Resultados da
relação NAA dos
quatro eletricitistas
em repouso
(basal) e nos três
sistemas
comparados
(escada, trepa e
rappel/novo)



Além do desgaste físico, os dois sistemas em uso têm outras desvantagens:

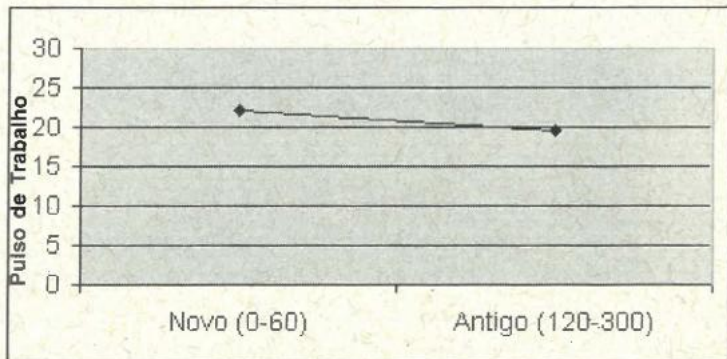
- A utilização da escada é inadequada já que há esforço extra para transportar a escada do carro até o local de trabalho;
- A escada não dá mobilidade ao eletricista durante seu trabalho no poste e, portanto, não atende as necessidades da tarefa;
- A ascensão e descida por trepa é insegura, já que o eletricista só tem apoio do talabarte mas nenhuma amarra de segurança no trajeto;
- Os dois sistemas em uso (escada e trepa) não fornecem nenhuma segurança enquanto o eletricista está trabalhando no poste. Por outro lado, o sistema novo, ou de *rappel*, que foi proposto por fornecer segurança tanto na subida e descida do poste quanto durante o trabalho provou não ser fisicamente estressante (razão NA/A < 3). Desta forma, sistemas semelhantes ao de *rappel* poderiam ser adotados como procedimento padrão para as equipes de eletricitistas.

utilização de dados fisiológicos no estudo de caso de pendura de peças para pintura

Outro estudo que também mostrou que o trabalho exigia esforços às vezes acima dos limites foi o de Portich (2001) e Portich e Guimarães (2001) que avaliou a carga de trabalho no setor de pendura de peças para pintura na John Deere, uma indústria de tratores, plantadeiras e colheitadeiras do Rio Grande do Sul. Os métodos utilizados no estudo foram a análise indireta da carga de trabalho, pela mensuração das variações da frequência cardíaca e a avaliação das posturas assumidas

de acordo com o método WinOWAS (veja *Capítulo 4.1* deste livro). Esta análise mostrou posturas de coluna e de membros superiores compatíveis com a gênese de patologias osteomusculares. A análise das variações da frequência cardíaca mostrou a influência do fator experiência do indivíduo ($p=0,00$) pois, como mostra a *Figura 8*, os mais experientes (entre 20 e 300 dias no posto) apresentam menor aumento dos batimentos durante o trabalho. Este resultado talvez possa ser explicado pelo fato dos mais experientes desenvolverem regulações que venham a compensar o desgaste físico.

Figura 8 Relação entre a frequência cardíaca (PT no eixo y) e a experiência do operador. A experiência tem um efeito inversamente proporcional: quanto mais antigo na atividade, menor é a frequência cardíaca



Também houve aumento estatisticamente significativo do pulso de trabalho em função da dificuldade para pendurar a peça ($p=0,009$): como esperado, e evidenciado na *Figura 9*, quanto maior a dificuldade de manuseio, maior o pulso de trabalho. O peso da peça também foi um fator significativo ($p=0,027$) ou seja, quanto maior o peso maior o pulso de trabalho (*Figura 10*). A análise do peso, cruzada com a dificuldade do manuseio da peça também mostrou aumento estatisticamente significativo do pulso de trabalho ($p=0,003$) ou seja, quanto maior o peso e a dificuldade da tarefa, maior a frequência cardíaca (*Figura 11*).

Tendo em vista os resultados, o sistema de pindura de peças foi eliminado e um novo sistema de pintura foi instituído na John Deere.

Figura 9 Relação entre a frequência cardíaca (PT no eixo y) e a dificuldade de manuseio da peça a ser pendurada para pintura. A frequência cardíaca aumenta com o grau de dificuldade de manuseio da peça

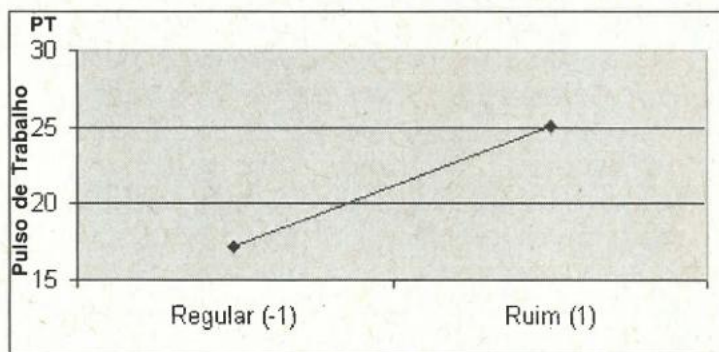


Figura 10 Relação entre a frequência cardíaca (PT no eixo y) e o peso da peça manuseada para pendura. A frequência cardíaca aumenta com o aumento do peso da peça

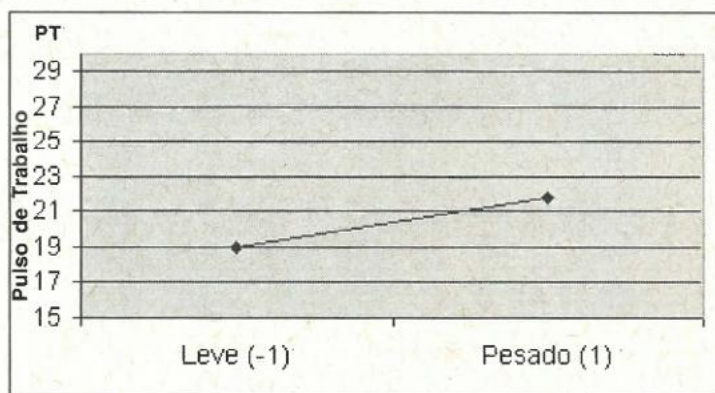
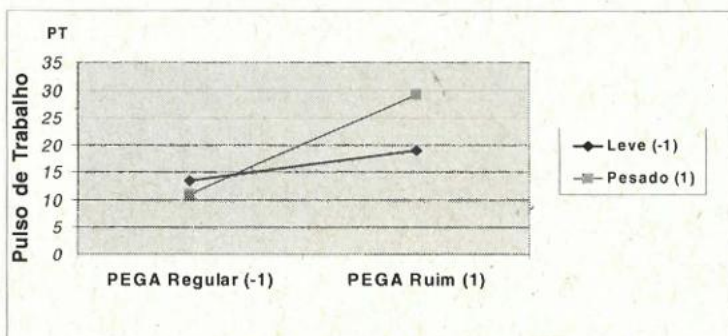


Figura 11 A frequência cardíaca (PT no eixo y) aumenta com o aumento do peso e do grau de dificuldade da peça manuseada para pendura.



utilização de dados fisiológicos no estudo do trabalho em três centrais de produção em canteiro de obra

Um estudo de Guimarães *et al.* (2001) analisou, sob o ponto de vista fisiológico (com base na frequência cardíaca) e psicofísico (com base no diagrama de avaliação de dor adaptado de Corlett conforme descrito no Capítulo 4.1 deste volume), a carga de trabalho nas centrais de armação, de carpintaria e de pré-moldados, do canteiro de obra de uma usina hidroelétrica, no estado de Goiás.

Foram avaliados dados coletados de 85 homens (18 da armação diurno; 17 da armação noturno; 23 da carpintaria diurno; 5 da carpintaria noturno e 22 do pré moldado) aparentemente saudáveis, com idade variando entre 18 e 54 anos e com três níveis de experiência: experiente, média experiência, novato.

Todos os 85 trabalhadores preencheram as planilhas de percepção de dor. Para a avaliação da frequência cardíaca, foi montado um projeto de experimento para avaliação de uma amostra da população, que seguiu um quadrado latino (3 dias). Para tanto, foram utilizados 6 aparelhos portáteis, marca "Polar" (três aparelhos na central de armação e três aparelhos na central de carpintaria) distribuídos em seis eventos (três diurnos e três noturnos) e um aparelho na central de pré-moldados. Desta forma, foram monitorados 7 sujeitos a cada evento, totalizando 42 sujeitos na amostra.

Nas centrais de armação e carpintaria, as principais queixas foram referentes ao desconforto/dor nas costas (regiões lombar e cervical) e nos punhos, o que era esperado levando-se em conta o tipo de trabalho avaliado. Na central de pré-moldados, as dores mais referidas foram na região cervical e dorsal. Comparando estes dados com a observação direta e os resultados da frequência cardíaca, pôde-se concluir que o trabalho é mais árduo na central de armação, em virtude da exigência de carga de trabalho excessiva, em todas as tarefas, com ênfase no transporte manual de barras de ferro dobradas (que atingiu 63 pulsos de trabalho, em média), seguida da central de carpintaria, principalmente no transporte manual de pranchões (que atingiu 61 pulsos de trabalho, em média) e a serragem dos mesmos.

utilização de dados fisiológicos no estudo de caso do trabalho em uma fundição

Um outro estudo (Guimarães, Portich e Kmita, 2003), realizado nos setores de Quebra e Rebarbação de uma fundição do Rio Grande do Sul, também utilizou a avaliação fisiológica integrada com a avaliação qualitativa dos trabalhadores. A carga fisiológica de três trabalhadores no setor de Quebra e três no de Rebarbação foi avaliada por cálculo indireto, com base na frequência cardíaca registrada durante o trabalho com aparelhos portáteis, marca "Polar", modelo "Sportester".

Os resultados mostraram que os funcionários dos dois setores consideraram seu trabalho de alta responsabilidade, mas de grande risco e com muita carga física. Como era de se esperar para uma fundição, os maiores índices de insatisfação concentram-se nos fatores ambientais (ruído, temperatura, ventilação e qualidade do ar) nos dois setores. Com relação ao posto, o setor de Quebra está mais insatisfeito do que o setor de Rebarbação, principalmente com relação à postura de trabalho. Esta percepção de sobrecarga física que acaba por gerar danos às vezes irreversíveis ao trabalhador é corroborada pela sensação de grande desconforto/dor, principalmente, nas costas, que é maior na Quebra do que na Rebarbação e pelos valores resultantes das frequências cardíacas (PT). Os três trabalhadores (marreteadores) da Quebra apresentam expressivos níveis de carga fisiológica de trabalho, ultrapassando, e em dois casos, em dobro, o limite de 35 PT. As atividades da Rebarbação mostraram, em dois trabalhadores, níveis próximos ao limite de 35 PT (Tabela 9). Alterações, incluindo mudanças tanto no projeto dos postos quanto nos processos de trabalho, foram sugeridas, preliminarmente, para a melhoria das condições de trabalho.

Tabela 9
Frequência
cardíaca (PT) de
trabalhadores da
Quebra e
Rebarbação de
uma Fundição 35

Trabalhador	Bpm médio	Pico Bpm	Repouso	Pulso de trabalho (PT)
Quebra 1	126	144	72	72
Quebra 2	104	138	62	76
Quebra 3	115	128	71	57
Rebarbação 1	105	115	83	32
Rebarbação 2	90	96	69	27
Rebarbação 3	92	97	86	11

35 PT = carga limite aceitável para trabalho contínuo (8 horas) para homens (PT = diferença entre o batimento cardíaco durante o trabalho e o de repouso)

utilização de dados fisiológicos no estudo de andaimes

O estudo de Saurin e Guimarães (2004) - veja também Saurin *et al.* (2004) - avaliou as condições de trabalho em andaimes suspensos dos tipos leve e pesado por demanda de uma grande construtora de Porto Alegre. Embora os andaimes suspensos sejam normalmente associados a acidentes com lesões traumáticas, a operação desses equipamentos também pode implicar em doenças ocupacionais causadas por esforço físico excessivo. Em particular, este estudo focou a avaliação do esforço nas atividades de movimentação (subida e descida) dos andaimes. Os principais parâmetros adotados para a avaliação foram as percepções dos trabalhadores, a carga física postural (com base no WinOwas), a carga fisiológica (feita com um frequencímetro "Polar Sportester") e a repetitividade de movimentos das catracas.

A evolução da frequência cardíaca (PT) nas quatro situações observadas é apresentada nas Figuras 12, 13, 14 e 15. O pulso de trabalho (PT) esteve abaixo do limite de 35 PT apenas no trabalho normal em andaime pesado. O trabalho no andaime leve, tanto em condições

normais quanto durante a subida do andaime, apresentou valores de PT superiores às situações correspondentes no andaime pesado.

Na *Figura 12* é apresentada a evolução da frequência cardíaca (PT) para o trabalho normal em andaime leve. Nesse caso, o limite de 35 PT foi ultrapassado em 31,6% das medições. A *Figura 13* apresenta a evolução do PT para trabalho normal em andaime pesado. O limite de 35 PT foi ultrapassado em 32,3% das medições. Cabe salientar que durante as medições o funcionário realizou algumas movimentações no andaime tendo em vista ajustá-lo à altura ideal de trabalho. Os picos de PT foram atingidos nesses casos (subindo e descendo andaime), indicando o desgaste gerado pela operação das catracas. De outra parte, durante as demais atividades, o limite de 35 PT foi excedido em apenas uma observação.

Figura 12
Evolução do pulso de trabalho (PT) para trabalho normal em andaime leve

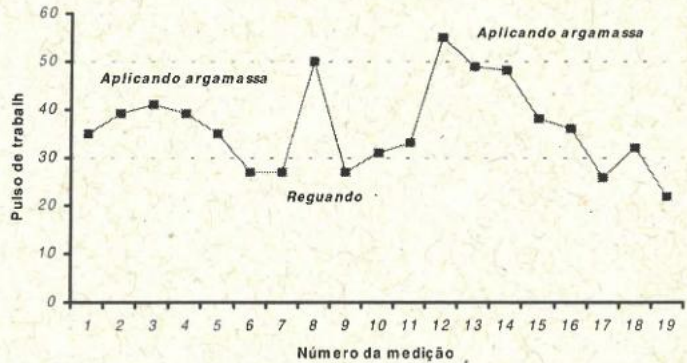
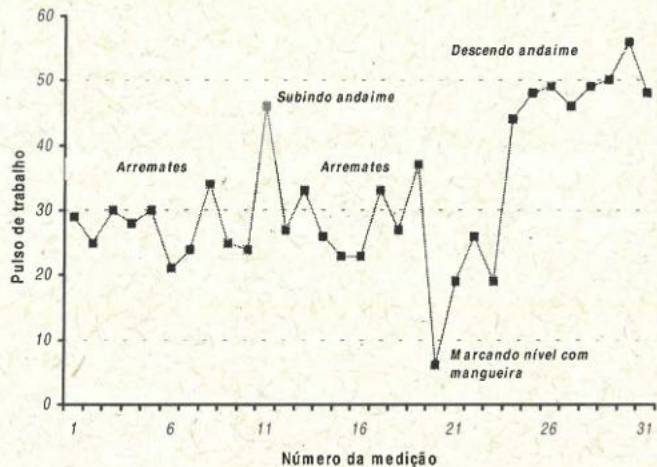


Figura 13
Evolução do pulso de trabalho (PT) para trabalho normal em andaime pesado



A *Figura 14* apresenta a evolução da frequência cardíaca para a subida do andaime leve. O limite de 35 PT foi ultrapassado em 100% das medições. Além disso, nesse caso, em algumas das medições o trabalhador esteve muito próximo de atingir a frequência cardíaca máxima prevista ($FC_{max} = 220 - idade = 220 - 38 = 182$ batimentos por minuto). Por exemplo, houve medições em que valores de 181 bpm, 175 bpm e 177 bpm foram atingidos. Embora esse tipo de andaime seja mais leve que o andaime pesado, a observação da tarefa indicou que, em compensação, o trabalhador movimentava o andaime com maior rapidez pois faz movimentos mais freqüentes de operação da manivela. Ao longo das medições, o funcionário realizou duas pausas voluntárias, ocasiões em que os menores valores de PT foram obtidos (60 e 64). A primeira pausa ocorreu dez minutos após o início do trabalho,

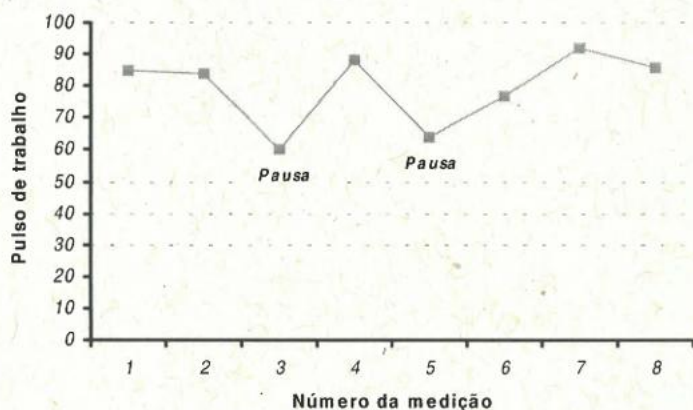


Figura 14
Evolução da
freqüência
cardíaca (PT)
durante a subida
do andaime leve

A *Figura 15* apresenta a evolução da frequência cardíaca para a subida do andaime pesado. O limite de 35 PT foi ultrapassado em 75% das medições. Nesse caso, três pausas voluntárias foram realizadas, sendo que a primeira ocorreu seis minutos após iniciar o trabalho. Similarmente ao observado no caso da subida do andaime leve, nas pausas subsequentes à primeira, o PT tende a não retornar ao valor da pausa inicial, o que indica agravamento da fadiga.

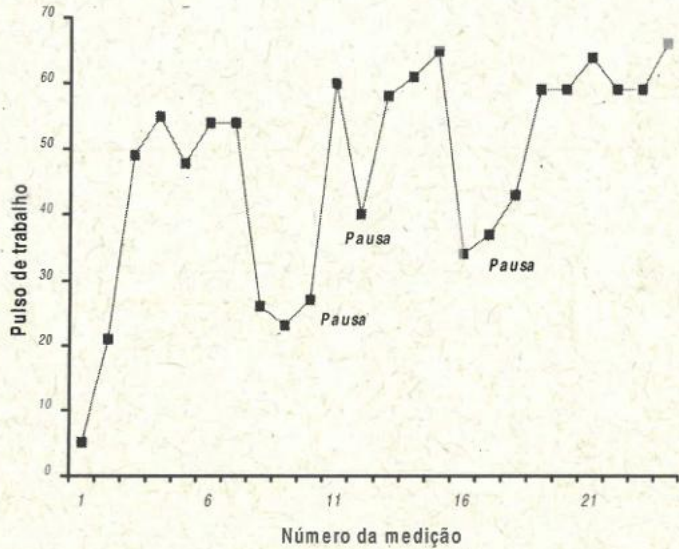


Figura 15
Evolução da
frequência
cardíaca (PT) na
subida do andaime
pesado

Os trabalhadores manifestaram, informalmente, preferir os andaimes leves ao invés dos andaimes pesados, em função da maior velocidade dos primeiros. Quando uma pessoa está operando o andaime, o leve foi cerca de cinco vezes mais rápido que o pesado, tanto na subida quanto na descida. No caso de dois operadores, o leve foi seis vezes mais rápido na descida e sete vezes mais rápido na subida. A maior velocidade do andaime leve pode ser atribuída principalmente ao menor número de catracas envolvidas na movimentação (no caso das medições, eram duas catracas no leve e seis no pesado). Cabe ainda observar que, em todas as medições, a velocidade de subida foi maior que a velocidade de descida, uma vez que, nessa última, o funcionário despense tempo e esforço extras para realizar manualmente a frenagem do equipamento, o que acontece automaticamente durante a subida.

Os resultados indicam que, embora os trabalhadores prefiram os andaimes leves em função da sua maior velocidade de movimentação, a operação de ambos os tipos de andaime apresenta condições de trabalho insatisfatórias de acordo com os limites apontados na literatura. Por exemplo, na operação do andaime leve, o pulso de trabalho médio obtido a partir de medições em seis trabalhadores foi de 52 batimentos por minuto, o que é 49% maior do que o limite de 35 pulsos. A operação simultânea dos andaimes por duas pessoas não implicou em redução do pulso de trabalho abaixo dos limites indicados na literatura, embora isso tenha contribuído para a maior rapidez de movimentação. Assim,

fica claro que na operação do andaime leve, embora tenha sido verificado um desgaste físico um pouco maior (de 15% a 20% maior), o tempo de exposição ao trabalho extenuante é reduzido em proporção mais significativa, variando de cinco a sete vezes. A sobrecarga imposta pela subida dos andaimes também foi confirmada pelos trabalhadores, que apontaram ser esta uma das atividades mais cansativas por ocasião da aplicação dos questionários.

Nestes resultados, fica claro que é necessária a revisão das exigências da NR-18 (norma regulamentadora da construção civil) relativas à configuração e dimensionamento da estrutura dos andaimes suspensos, a fim de reduzir o desgaste físico dos trabalhadores que operam estes equipamentos.

modelo de Garg (1975) para análise fisiológica

Os modelos fisiológicos fornecem um método para estimar as demandas cardiovasculares associadas com as atividades do trabalho. De acordo com Waters *et al.* (1993), um modelo desenvolvido por Garg (1975) permite que o ergonomista avalie a energia gasta nas demandas associadas com um trabalho complexo da movimentação manual de materiais. Para que os valores da energia gasta pelo indivíduo possam ser preditos pelo modelo, o trabalho é fragmentado em elementos distintos ou subtarefas tal como ficar de pé e flexionar-se, caminhar, transportar, efetuar levantamento vertical ou abaixar-se, efetuar movimento horizontal dos braços etc. Cumpre observar que para efeitos de mudanças na estação de trabalho, nos meios de trabalho, as posturas devem ser relacionadas com as atividades desempenhadas. Depois, a soma do tempo envolvido em cada sub tarefa é determinado e um subtotal para os requisitos da energia gasta para cada tarefa é calculado levando-se em conta o produto dos gastos desenvolvidos e a soma do tempo perdido ao desempenhar aquela atividade. Finalmente, a energia total gasta no trabalho, que determina as demandas gerais do trabalho, é estimada levando-se em conta a soma dos subtotais das subtarefas.




método LEST (Guélaud et al., 1975)

Guélaud *et al.* (1975) elaboraram um método de análise das condições de trabalho dentro de uma empresa denominado método LEST (*Laboratoire d'Economie et Sociologie du Travail*) que consideram o desgaste físico assim como a carga mental, aspectos psicossociológicos, condições ambientais e descrição e duração da tarefa.

Neste método, os aspectos fisiológicos como o suplemento de energia necessário para retornar à posição de repouso, aumento da frequência do pulso em relação à frequência de repouso, aumento da frequência

de repouso, resultados de eletromiografia (EMG) sem carga, são avaliados considerando diversas posturas nas Tabelas 10, 11, 12 e 13 que indicam, também, aspectos particularmente negativos e positivos das posturas.

Tabela 10
Método LEST:
critérios para
avaliação de
esforço físico a
partir da postura
adotada: sentada
(Gomes, 1999)

CRITÉRIO DE APRECIÇÃO	POSIÇÃO DO CORPO		
	SENTADA		
	Normal	Curvada	Braços acima da cabeça
			
Suplemento de energia necessário para retornar à posição de repouso (kcal/min.)	0,06	0,15	0,16
Aumento da frequência do pulso para retornar à posição de repouso (pulso/min.)	7	13	13
Resultado EMG sem carga (em pontos)	1	6 sobretudo musculatura dorsal	11 sobretudo musculatura dorsal e escapular
Aspectos particularmente negativos	1,2	1,2,3	1,2,4
Aspectos particularmente positivos	5,6,7	5,6,7,8	5,6,7

Aspectos
negativos da
posição
sentada

- ① Possibilidade relativamente fraca de desenvolver a força em uma zona de trabalho restrita.
- ② A irrigação superficial da região glútea e da parte posterior das coxas fica comprometida com o passar do tempo.
- ③ Incômodo respiratório e problemas digestivos pela compressão do abdome.
- ④ Necessário um longo tempo de repouso suplementar.

Aspectos
positivos da
posição
sentada

- ⑤ Se o assento for munido de encosto, é possível rápida mudança de posição de trabalho para a posição de repouso.
- ⑥ Alívio dos tecidos de sustentação das pernas.
- ⑦ Necessário pouco trabalho de estabilização (bom p/ atividade motriz fina); carga circulatória e energética pouco elevada.
- ⑧ Posição de trabalho mais favorável.

Tabela 11 Método LEST: critérios para avaliação de esforço físico a partir da postura adotada: de pé (Gomes, 1999)

CRITÉRIO DE APECIAÇÃO	POSIÇÃO DO CORPO DE PÉ			
	Normal	Curvada	Fortemente curvada	Braços acima da cabeça
Suplemento de energia necessário para retornar à posição de repouso (kcal/min.)	0,16	0,38	0,56	0,30
Aumento da frequência do pulso para retornar à posição de repouso (pulso/min.)	14	18	17	18
Resultado EMG sem carga (em pontos)	2	6 sobre tudo musculatura dorsal e da coxa	2 sobre tudo musculatura da coxa	12 sobre tudo musculatura dorsal e escapular
Aspectos particularmente negativos	1,2,3	1,2,3	1,2,3,4	1,2,3,5
Aspectos particularmente positivos	6,7,8	6,7,8	6,7,8	6,7,8




Aspectos negativos da posição de pé

- ❶ Risco de estagnação sangüínea nas extremidades exteriores.
- ❷ É necessário um trabalho permanente de retesamento para reestabelecer o equilíbrio.
- ❸ Não é conveniente às atividades motrizes finas.
- ❹ Dispendio energético particularmente elevado.
- ❺ Longos períodos suplementares de repouso necessários.

Aspectos positivos da posição de pé

- ❻ Possível rápida mudança da zona de trabalho
- ❼ Grande raio de apreensão.
- ❽ Possibilidade de desenvolver forças elevadas.

Tabela 12 Método LEST: critérios para avaliação de esforço físico a partir da postura adotada: ajoelhada (Gomes, 1999)

CRITÉRIO DE APRECIÇÃO	POSIÇÃO DO CORPO		
	AJOELHADA		
	Normal	Curvada	Braços acima da cabeça
			
Suplemento de energia necessário para retornar à posição de repouso (kcal/min.)	0.28	0.32	0.36
Aumento da frequência do pulso para retornar à posição de repouso (pulsos/min.)	21	22	26
Resultado EMG sem carga (em pontos)	5	2 sobretudo musculatura dorsal	6 sobretudo musculatura dorsal e escapular
Aspectos particularmente negativos	1,2,3	1,2,3	1,2,3,4
Aspectos particularmente positivos	5	5	Não há





Aspectos negativos da posição ajoelhada

- ① Forte solicitação das rótulas e articulações do joelho.
- ② Dificuldade de se movimentar.
- ③ Forte carga circulatória e energética.

Aspectos positivos da posição ajoelhada

- ④ Possibilidade de desenvolver forças relativamente elevadas.

Tabela 13 Método LEST: critérios para avaliação de esforço físico a partir da postura adotada: deitada (Gomes, 1999)

CRITÉRIO DE APRECIÇÃO	POSIÇÃO DO CORPO			
	DEITADO		AGACHADO	
	Repouso	Braços acima da cabeça	Normal	Braços acima da cabeça
				
Suplemento de energia necessário para retornar à posição de repouso (kcal/min.)	0	0,06	0,27	0,28
Aumento da frequência do pulso para retornar à posição de repouso (pulso/min.)	0	22	26	
Resultado EMG sem carga (em pontos)	0	7		
Aspectos particularmente negativos	Não há	1	2,3,4	2,3,4,5
Aspectos particularmente positivos	6	6	7	7

Aspectos negativos da posição deitada

- ❶ Liberdade de movimento muito restrita; forte solicitação local (nuca e pescoço); necessário longo tempo de repouso suplementar.
- ❷ Dificuldade de se mover.
- ❸ Necessário um trabalho importante para chegar a um equilíbrio estável.
- ❹ Problemas de irrigação nas pernas e coxas como resultado da pressão.
- ❺ Necessidade de longos períodos de repouso suplementar.

Aspectos positivos da posição deitada

- ❻ Fraca pressão do corpo sobre a superfície de apoio
- ❼ A carga circulatória é menor que em posturas comparáveis.

O guia proposto por Guélaud *et al.* (1975) considera predominantemente o caráter fisiológico das tarefas: o trabalho muscular estático e dinâmico e as posturas. Na prática, não é fácil perceber a fronteira entre o trabalho estático e dinâmico. O trabalho dinâmico pode tomar uma característica estática quando efetuado muito lentamente ou quando os intervalos do trabalho dinâmico são tão curtos que não permitem que os capilares se encham de sangue. Se associado à postura desconfortável houver também o levantamento manual de cargas, as conseqüências podem ser agravadas.

Conforme já mencionado, o trabalho muscular pode ser avaliado pelo metabolismo energético (considera o metabolismo basal, o metabolismo de repouso e o metabolismo de trabalho), pela eletromiografia (EMG) e pela medida da frequência cardíaca. O tempo de repouso é o tempo previsto para recuperação do organismo quando o esforço físico ultrapassa o admitido. Com referência ao metabolismo energético, o tempo de repouso deve ser calculado de forma que o dispêndio total de energia durante 8 horas não exceda 2.000 kcal, somente com a atividade profissional, ou 4,2 kcal/min ou, se incluído o gasto basal, 5,3 kcal/min.

Guélaud *et al.* (1975) consideram a fórmula proposta por Lehmann, para duração do repouso.

$$DR = ND/4 - 1$$

Onde:

DR = Duração do repouso em % da duração do trabalho.

ND = Nível de dispêndio, expresso em kcal/min incluído o gasto de fundo (1,1 kcal/h)

Existem fórmulas, de uso bastante limitado, relativas à carga estática propriamente dita, propostas para calcular o tempo de repouso necessário para assegurar a regeneração do músculo ou grupo de músculo solicitados. Há também que se fazer o registro da existência de Tabelas de Coeficiente de Repouso, que fornecem a percentagem de tempo durante o qual o trabalhador deve repousar ou suspender o esforço considerando gestos e esforços simples e complexos.

O guia se propõe a servir de base para discussão, na empresa, entre gerentes, técnicos e trabalhadores em geral, a respeito das condições de trabalho. Entende-se por condições de trabalho o conteúdo do trabalho e as repercussões da tarefa e sobre a vida pessoal e social dos trabalhadores. Mais precisamente, o guia se propõe a analisar as condições de trabalho concernentes ao ambiente físico (calor, ruídos, vibrações, iluminação etc), as posturas de trabalho, o dispêndio de energia e a carga mental, com os riscos de fadiga nervosa.

Para utilizar o guia de observação Guélaud, inicialmente, é necessário decompor ao máximo as diversas seqüências de trabalhos efetuadas por um operador em seu posto de trabalho a fim de caracterizar:

- a) esforços estáticos correspondentes às posturas;
- b) duração mínima de cada um dos esforços estáticos;
- c) esforços dinâmicos devidos ao transporte ou levantamento de cargas;















- d) esforços dinâmicos devidos ao deslocamento do trabalhador;
e) esforços dinâmicos devidos ao esforço dos diversos grupos musculares.

As posturas deitado, sentado, de pé, são movimentos do tronco no plano sagital, assim como os movimentos de braços, mãos e pernas. A partir da identificação das posturas, é feita a avaliação do dispêndio energético nas diversas posturas identificadas. Na *Tabela 14*, a coluna (2) fornece o dispêndio energético por minuto correspondente às diversas posturas fundamentais da coluna (1), a coluna (3) indica uma escala de cotação segundo a duração da postura acumulada em minutos por hora. A fórmula a seguir calcula o dispêndio energético estático:

$$DE_s = \sum (DP \times DE) + (CPS \times DE)$$

DE_s = dispêndio estático, DP = tempo em cada postura por hora (em minutos), DE = dispêndio energético em kcal/min e CPS = constrangimentos posturais suplementares (duração em minutos).

Tabela 14 - Método LEST: avaliação do dispêndio energético a partir das posturas adotadas (Gomes, 1999)

Postura (1)		DE (2)	Tempo na postura (min./hora) (3)										
			6	6 < 13	13 < 15	15 < 20	20 < 25	25 < 30	30 < 35	35 < 40	40 < 50	50 < 60	
(1)	Normal 	0,06	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	Curvado 	-0,09	0	1	1	1	2	2	2	3	3	5	
	Braço acima dos ombros 	-0,10	1	2	3	4	6	8	9	10	10	10	
(2)	Normal 	0,16	0	0	0	0	1	1	1	2	2	2	
	Braços em extensão frontal 	-0,10	0	1	2	3	3	4	5	5	6	7	
	Braço acima dos ombros 	+0,14	1	2	3	4	6	8	9	9	10	10	
	Curvado 	+0,21	0	1	2	2	3	4	5	5	6	7	
	Fortemente curvado 	+0,40	1	3	4	4	5	6	7	8	9	10	
(3)	Normal 	0,27	1	2	3	4	5	6	7	7	8	10	
	Curvado 	+0,04	1	3	4	5	7	8	9	9	10	10	
	Braço acima dos ombros 	+0,09	2	4	6	7	8	9	9	10	10	10	
(4)	Braço acima dos ombros 	0,06	1	3	5	6	7	8	9	9	10	10	
(5)	Normal 	0,26	1	2	3	4	4	5	6	7	8	10	
	Braço acima dos ombros 	+0,01	2	4	6	7	8	9	9	10	10	10	

DE= Dispêndio energético (1) Sentado; (2) De pé; (3) Ajoelhado; (4) Deitado; (5) De cócoras

Observações:

- a) A característica mais ou menos favorável na tabela é obtida somando-se ao custo energético referente à postura a pontuação do tempo na postura.
- b) A cada postura fundamental (sentado, de pé, ajoelhado, deitado, de cócoras) é atribuído um dispêndio de energia médio.
- c) A cada constrangimento postural suplementar, agravante da posição normal, é atribuído um dispêndio energético suplementar, que é somado ao precedente, e é precedido pelo sinal (+).

No caso de determinação do dispêndio na jornada diária de trabalho, multiplica-se o dispêndio horário pela duração efetiva diária (retirando o tempo referente a pausas e intervalos de descanso impostos ou livres).

Esta avaliação da carga estática em termos de dispêndio energético será posteriormente adicionada ao dispêndio energético correspondente ao trabalho dinâmico gerando a cotação global.

O método LEST também avalia a atividade dinâmica, o que não será descrito aqui. Maiores detalhes da identificação dos esforços dinâmicos podem ser encontrados em Gomes (1999).

Outras formas de avaliação de carga de trabalho, especialmente envolvendo a carga mental, são detalhadas no *Capítulo 7* do livro *Ergonomia Cognitiva* desta Série Monográfica.

REFERÊNCIAS

ASTRAND, P. O.; RODAHL, K. (1986) *Textbook of work physiology*. 3rd ed. New York, NY: McGraw-Hill.

ARMSTRONG (1995). ARMSTRONG, T. J.; CHAFIN, D. B. (1979) Some biomechanical aspects of the carpal tunnel. *Journal of Biomechanics*, 12:567-570.

DUL, J.; WEERMEESTER, B. A. (1993) *Ergonomics for beginners. A quick reference guide*. London: Taylor & Francis, 133 p.

ERGONOMIC design for people at work. (1986) New York: Van Nostrand Reinhold Company, v.2, 603 p.

- FIBIGER, W., SINGER, G., MILLER, A. (1984) Relationships between catecholamines in urine and physical and mental effort. *International Journal of Psychophysiology*. Elsevier Science Publishers B.V. Nº 1, 1984. pp. 325 – 333.
- GANONG, W.F. (1999) Cardiovascular Regulatory Mechanisms, Chap 31, In: W.F. Ganong, (Ed.) *Review of Medical Physiology*, 19.ed., Appleton & Lange.
- GOMES, V. B. (1994) *Engenharia de Segurança no Trabalho e Ergonomia na Construção Civil: Levantamento Manual de Cargas*. Niterói. 270 p. Dissertação mestrado (Engenharia Civil) – Universidade Federal Fluminense.
- GOMES, V. B. (1999) *Dor nas costas em trabalhadores no Município do Rio de Janeiro: prevalência, fatores associados e Riscos ocupacionais*. Tese (doutorado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Medicina Social. 176 p.
- GRANDJEAN, E. (1981) *Fitting the task to the man*. London : Taylor & Francis. 379 p.
- GRANDJEAN, E. (1998) *Manual de Ergonomia – Adaptando o trabalho ao homem*. 4ª Ed., Porto Alegre: Bookman. 338 p.
- GUÉLAUD, F.; BEAUCHESNE, M. N.; GAUTRAT, J.; ROUSTANG, G. *Pour une Analyse des Conditions du Travail Ouvrier dans l'Enterprise*. Recherche du Laboratoire d'Économie et de Sociologie du Travail. Paris: Librairie Armand Colin. 245 p.
- GUIMARÃES, L. B. de M.; FOGLIATTO, F.; FISCHER, D.; FALCÃO, A. S. G.; SAURIN, T. A. (2004) Relatório de Projeto ANEEL. Porto Alegre:UFRGS. [não publicado]
- GUIMARÃES, L. B. de M.; PORTICH, P.; KMITA, S. F.; SAURIN, T. A. (2001) Análise fisiológica e psicofísica da carga de trabalho em três centrais de produção em canteiro de obra. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, 11. - ABERGO 2001, Gramado. *Anais...* Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.
- GUIMARÃES, L. B. de M.; PORTICH, P.; KMITA, S. F. (2003) Avaliação quantitativa da carga física de trabalho integrada com a Ergonomia Participativa em setores de uma Fundação. In: RIBEIRO, L. D.; COPPINI, N. L.; SOUZA, L. G. M. de.; SILVA, G. P. (Ed.) ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO. 23 - ÊNEGEP 2003, Ouro Preto. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste-SP: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.

GUIMARÃES, L. B. de M.; FISCHER, D.; BITTENCOURT, P. I. H. de, Jr. (2004) Avaliação da carga de trabalho de eletricitistas em três sistemas para subida em poste. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. 13. - ABERGO 2004, Fortaleza. *Anais...* Recife: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.

INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA(1988) *Pesquisa antropométrica e biomecânica dos operários da indústria de transformação RJ/Instituto Nacional de Tecnologia, Rio de Janeiro, INT.*

INTERNATIONAL THERMOGRAPHIC SOCIETY. *Protocol for clinical thermography*. Disponível em http://www.thermscan.com/ITS_pages/therm.htm. Acessado em 03/05/2002.

KILBOM, A. (1994) Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders – what information can be obtained from systematic observations? *Scand J. Work Environ. Health*. 20 special issue, pp. 30 - 45.

KONZ, S. (1995) *Work designs. 4 ed. Worthington, OH: Publishing Horizons.*

KROEMER, K. H. E. (1993) Ergonomic manual for “handling loads”. *Ergonomics Research Institute, Ic.*, cap. 3, pp. 4-7.

KROEMER, K. H. E.; GRANDJEAN, E. (1997) *Fitting the task to the Human*. A textbook of Occupational ergonomics. 5 ed. London: Taylor and Francis. 416 p.

LATKO, W. A.; ARMSTRONG, T. J.; FOULKE, J. A.; HERRIN, G. D.; RABOURN, R. A.; ULIN, S. S. (1997) Development and evaluation of an observational method for assessing repetition in hand tasks. *American Industrial Association Journal*, 58:278-285.

MALCHAIRE, J. B.; COCK, N. A.; PIETTE, A.; DUTRA LEÃO, R.; LARA, M.; AMARAL, F. (1997) Relationship between work constraints and the development of musculoskeletal disorders of the wrist: A prospective study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19:471-482.

MALCHAIRE, J. B. (1998) *Lesiones de miembros superiores por trauma acumulativo - Estrategia de prevención*. Unidad de higiene y fisiología del trabajo. Universidad Católica de Lovaina, Belgica. 132 p.

- McARDLE, W.D., KATCH, F.I. e KATCH V.L (Eds.) (1998) *Fisiologia do exercício – energia, nutrição e desempenho humano*. 4.ed., Williams & Wilkins.
- McATAMNEY, L.; CORLETT, E. N. (1993) RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), pp. 91-99.
- MONOD, H.; POTTIER, M. (1981) Adaptations respiratoires et circulatoires du travail musculaire. In: SCHERRER, J. (Ed.) *Precis de physiologie du travail*. Notions d'ergonomie. Paris: Masson. 585 p.
- PORTICH, P. (2001) *Análise integrada da carga física de trabalho para a prevenção da fadiga*. Porto Alegre, 133 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Produção) - Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
- PORTICH, P.; GUIMARÃES, L. B. de M. (2001) Avaliação ergonômica da pintura: pintura de peças automotivas para pintura. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, 11. - ABERGO 2001, Gramado. *Anais...* Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.
- SAURIN, T.A.; GUIMARÃES, L. B. de M. (2004) Avaliação ergonômica da operação de andaimes suspensos mecânicos. Relatório de Projeto Goldstein. Porto Alegre: UFRGS. [não publicado]
- SAURIN, T. A.; ANDRADE, F.; GUIMARÃES, L. B. de M.; COSTA, F. (2004) Avaliação das condições de trabalho na operação de andaimes suspensos. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 24. - ENEGEP 2004, Florianópolis. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.
- SILVERSTEIN, B. A.; FINE, L. J.; ARMSTRONG, T. J. (1987) Occupational Factors and Carpal Tunnel Syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*, 11: 343-358.
- WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A.; FINE, L. J. (1993) Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), pp. 749-776.

41 Registro de Posturas e Avaliação do Custo Postural

Lia Buarque de Macedo Guimarães & Raimundo Lopes Diniz

A postura corporal pode ser definida como a posição assumida pelo corpo que representa o resultado de uma atividade muscular. A manutenção da postura é possível pela atuação dos músculos, ossos e demais estruturas orgânicas envolvidas (como tendões), que contraem com a força da gravidade.

A análise das posturas adotadas como resposta comportamental do operador é observável e inclui-se nos métodos de análise da tarefa. Mais ainda: a postura, como aspecto fundamental da atividade motriz, é uma parte da carga de trabalho e, portanto, o ergonomista deverá identificar a atividade postural do operador, as manutenções prolongadas e as mudanças freqüentes das posturas como elementos da carga física de trabalho.

Segundo Lida (1990), na prática, durante uma jornada de trabalho, um trabalhador pode assumir centenas de posturas diferentes. Em cada tipo de postura, um diferente conjunto da musculatura é acionado. Como uma simples observação visual (assistemática) não é suficiente para se analisar essas posturas detalhadamente, foram desenvolvidas diversas técnicas para o registro e a análise da postura.

Segundo Corlett (1995), ao se avaliar a postura e o trabalho estático é preciso, entretanto, ter alguma idéia sobre os principais fatores contribuintes para a carga do trabalho estático. Cinco fatores relevantes para a definição de uma postura são apresentados, a seguir, para que se possa avaliar os constrangimentos que contribuem para os custos humanos posturais:

- 1 - As relações angulares entre os membros (segmentos) do corpo;
- 2 - A distribuição do peso entre os segmentos corporais;
- 3 - As forças exercidas para a manutenção da postura;

- 4 - O tempo de duração da manutenção da postura;
- 5 - Os efeitos causados pela manutenção da postura.

As medições de alguns, ou até todos, dos cinco fatores ajudam a determinar:

- Os níveis de estabilidade postural;
- O torque das articulações e cargas musculares;
- Os níveis de fadiga e dos tempos de recuperação (os quais podem requerer alguma mensuração adicional);
- Comparações entre critérios estabelecidos frente às situações observadas, por exemplo, a avaliação dos fatores de risco no levantamento manual de cargas.

Os métodos utilizados para a medição direta do trabalho estático envolvido na sustentação da postura, assim como seus efeitos, diferem-se dos utilizados para a medição do trabalho dinâmico. O raio de ação dos métodos abrange técnicas de avaliação (biomecânicas e avaliação da contração máxima voluntária), medições da atividade muscular (análise de sinais eletromiográficos - EMG); medições dos efeitos resultantes (contração da vértebra, por exemplo); medições subjetivas (registro de desconforto, por exemplo) dentre outros.

Segundo Kilbom (1994), os métodos disponíveis para a medição da carga física de trabalho podem ser categorizados como: medições diretas (por meio de instrumentos); observações; entrevistas e questionários. A escolha de um método específico depende dos recursos disponíveis e da precisão requerida dos dados. As medições diretas podem incluir registros eletromiográficos, registros de posturas e movimentos por goniômetros (variações angulares), acelerômetros e dispositivos optico-eletrônicos (por exemplo, o *sel-spot*, CODA). Estes métodos são quantitativos, e razoavelmente precisos nos seus resultados, porém caros, devido às exigências de equipamentos sofisticados e à calibração e manutenção dos instrumentos em relação ao tempo consumido durante os registros e análises de posturas.

No entanto, raramente um registro de posturas é de uso exclusivo e não contextualizado, afirma Corlett (1995). É necessário, também, obter dados sobre as tarefas/atividades, sobre as cargas envolvidas no trabalho, as condições físicas e psíquicas das pessoas e sobre o espaço de trabalho sobre os quais irão atuar.

Neste capítulo apresentam-se alguns métodos utilizados para a avaliação das cargas ou constrangimentos posturais dos trabalhadores. Inicia-se com uma breve descrição de algumas medições diretas e indiretas, em laboratório, de componentes que importam à postura, como a carga na coluna vertebral, e equipamentos para a medição de ângulos e de força. A seguir, é feita outra descrição sobre os modelos biomecânicos, cinesiológicos e psicofísicos que são usados nas análises de postura. Na seqüência, são descritos os protocolos de avaliação postural mais utilizados em situação de campo.

A CARGA NA COLUNA VERTEBRAL

Quando há uma investigação de constrangimentos posturais onde o esforço físico é leve e pouco freqüente, é suficiente apenas uma análise cinesiológica. Mas quando este esforço acontece durante um período prolongado, algumas mudanças podem alterar as características vertebrais. Isto equivale dizer que os efeitos do esforço por um longo período podem ser avaliados por medições das alterações na estatura dos trabalhadores.

De acordo com Corlett (1995), as forças que incidem na coluna lombar durante o dia são as sobrecargas da força da gravidade sobre o tórax, cabeça e braços, juntos com os componentes de forças exercidas pelos braços que têm de ser transmitidas pela pélvis. Estas cargas causam uma redução diária na estatura de 15mm, ou mais, devido a uma lenta diminuição na espessura dos discos vertebrais; isto variará de acordo com a idade. Cada diminuição é recuperada quando se está deitado. Van Deursen *et al.* (2000) afirmam que em sujeitos mais jovens, a estatura medida ao anoitecer é, em média, 1% menor do que quando é medida imediatamente após eles acordarem e levantarem de manhã (De Puky, 1935¹ *apud* Van Deursen *et al.*, 2000; Forssberg, 1899² *apud* Van Deursen *et al.*, 2000), esta mudança foi atribuída à perda de fluido e deformação/efeito *Creep* dos discos intervertebrais (Krämer e Gritz, 1980³ *apud* Van Deursen *et al.*, 2000).

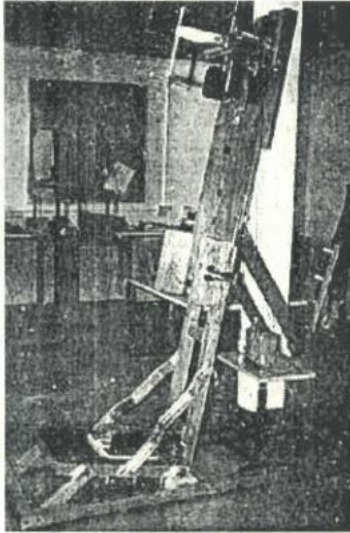
Para se compararem os efeitos de diferentes espaços de trabalho, posturas ou regimes de trabalho em cargas vertebrais, é necessário o uso de um estadiômetro de precisão. Por controle em laboratório e um protocolo de experimento e medição, podem ser identificadas mudanças na

¹ DE PUKY, P. (1935) The physiological oscillations of the length of the body. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 6, pp. 338 - 347.

² FORSSBERG, E. (1899) Om vexlingar i kroppslängden hos kavallerirekryter. *Militär Hälsovård*, 24, pp. 19 - 28.

³ KRÄMER, J.; GRITZ, A. (1980) Köperlängenänderungen durch drückabhängige Flüssigkeitsverschiebungen in Zwischenwirbelabschnitt. *Z. Orthop.*, 118, 161 - 164.

estatura humana por volta de 0,5mm. Os estudos que usaram estadiômetros (*Figura 1*) mostraram que, para várias tarefas, a mudança na estatura mensurada depende da magnitude da carga sobre a coluna vertebral e o tempo de exposição, sugerindo que uma mensuração precisa da estatura pode ser usada para quantificar a carga na coluna (Van Deursen *et al.*, 2000).



(Corlett, 1995)

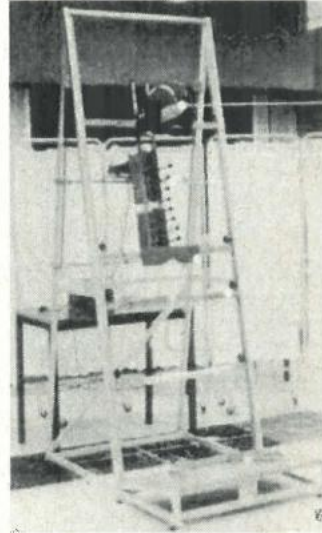
(Van Deursen *et al.*, 2000)

Figura 1 Exemplo de estadiômetros

Há vários pontos que devem ser observados quando se usa esta técnica, a qual já foi testada tanto em situação real de trabalho quanto em laboratório. Para que todas as medições sejam precisas, é necessário um severo controle experimental. Se forem realizados testes repetidos, o tempo diário e as atividades prescritas dos sujeitos devem ser consideradas. Como a recuperação da perda de altura acontece de forma bem rápida, o intervalo entre os períodos da exposição ao esforço e as medições subsequentes deve ser o menor possível. Pausas de descanso entre qualquer seqüência de medições podem ser controladas mesmo sem os aumentos adicionais ou diminuições de cargas existentes, isto é, principalmente através de mudanças na postura. Assim, se num determinado ponto de uma seqüência experimental, com um determinado sujeito, a resultante modificar uma situação do disco, os efeitos causariam uma condição subsequente de testes muito diferente dos testes iniciais (Abu Amin *et al.*, 1988⁴ *apud* Corlett, 1995).

⁴ ABU AMIM, A.; CORLETT, E. N.; BONNEY, R. A. (1988) Does wearing a seat belt alter the load on the back whilst driving. In: MEGAW, E. D. (Ed.) *Contemporary Ergonomics*. London: Taylor & Francis.

É necessária alguma instrução para os sujeitos a respeito de como posicionar-se no estadiômetro, para ajudar na sustentação de uma postura consistente. A medição requer, ainda, que se controle a distribuição do peso dos pés do sujeito avaliado, que se cheque a localização exata da coluna vertebral sobre o conjunto de pequenas almofadas do suporte para as costas, pela acomodação das costas e a posição da cabeça no aparelho, e assegurar que o sujeito esteja com os braços relaxados. São tomados, então, 5 registros de dados entre 2 ou 3 segundos. O sujeito fica com os pés parados e com as costas voltadas sobre o estadiômetro até que, imediatamente, mais leituras sejam realizadas. É indicada a repetição das medições para diminuir a ocorrência de erros, bem como garantir maior consistência da postura avaliada.

Para qualquer estudo, é desejável diferenciar entre as mudanças de estatura em função de cargas que normalmente existiriam, e aquelas relacionadas à gravidade incidindo sobre as posturas assumidas na circunstância da investigação. Assim será freqüente e conveniente realizar um número de medições preliminares para estabelecer o índice de encolhimento (diminuição) prévio de acordo com a carga, conforme os testes. A extrapolação de medições iniciais direcionadas às medições finais sobre o esforço, permitirá a avaliação do efeito deste, que será independente do índice esperado da contração da vértebra a uma determinada hora do dia. Um trabalho recente por Althoff *et al.* (1992⁵ *apud* Corlett, 1995) tem demonstrado a importância deste ponto, bem como a dificuldade de determiná-lo em vários casos.

Um estudo de Foreman e Troup (1987⁶ *apud* Corlett, 1995) notou que a compressão dos movimentos sobre o calcanhar é uma influência importante na estatura dos sujeitos. Os autores apresentaram mudanças alcançadas entre 2 e 6mm num grupo de 20 sujeitos num período de 15 min. Portanto, é desejável que, em condições experimentais que reduzam a carga sobre o calcanhar, seja exercido algum tipo de controle sobre esta mudança. Isto poderia ser feito pelo registro inicial de curvas calibradas, para a compreensão da reação do calcanhar e dos corretos resultados em relação ao tempo da manutenção da postura de pé no estadiômetro. O trabalho de Althoff *et al.* (1992⁵ *apud* Corlett, 1995) descreve técnicas para o controle do exercício sobre o encolhimento do calcanhar, ao se caminhar, por variações diurnas regulares,

⁵ ALTHOFF, I.; BRINKMAN, P.; FROBIN, W.; SANDOVER, J.; BURTON, K. (1992) An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. *Spine*, 17, pp. 682 - 693.

⁶ FOREMAN, T. K.; TROUP, J. D. G. (1987) Diurnal variations in spinal loading and the effects on structure. *Clinical Biomechanics*, 2, pp. 48 - 54.

assim como observa os efeitos sobre o encolhimento do diâmetro do disco lombar. Eles notaram que em controle fechado (laboratório) é possível uma medição precisa e fidedigna da mudança da estatura e, portanto, uma avaliação da tensão vertebral.

A técnica tem sido usada para estudar tarefas/atividades de enfermeiras (Foreman e Troup, 1987⁷ *apud* Corlett, 1995), projetos de assentos de trabalho (Corlett e Eklund, 1983⁸ *apud* Corlett, 1995), os efeitos de equipamentos projetados e a vibração sobre os veículos em movimento (Bonney, 1988⁹ *apud* Corlett, 1995) e os efeitos do trabalho sobre a cabeça (Burton e Tillotson, 1991¹⁰ *apud* Corlett, 1995).

O recente trabalho de Jafray (1993¹¹ *apud* Corlett 1995) sugere que, em estudos experimentais, quando os sujeitos da pesquisa se encontrarem na posição sentado, é desejável um estadiômetro especialmente projetado para esta situação. Quando há mudanças da postura sentada para a de pé, a posição da vértebra também muda e isso pode causar uma variação, relativamente rápida, no peso do disco, o que confunde os efeitos das cargas experimentais.

INSTRUMENTOS DE MEDIÇÃO DIRETA

Goniômetros Os ângulos formados pelas regiões corporais, durante sua movimentação para realização de tarefas, podem ser medidos usando-se um simples goniômetro, de acordo com Corlett (1995), como nos tipos da *Figura 2*, os quais darão ângulos em relação à vertical ou o ângulo entre os segmentos adjacentes do corpo. A precisão é adequada para a maioria dos propósitos. O pêndulo do goniômetro oferece uma medição rápida e é muito simples de ser usado. Quando são feitas medições da coluna vertebral, é preciso tomar cuidado com a flexão da vértebra que

⁷ FOREMAN, T. K.; TROUP, J. D. G. (1987) Diurnal variations in spinal loading and the effects on structure. *Clinical Biomechanics*, 2, pp. 48 - 54.

⁸ CORLETT, E. N.; EKLUND, J. A. E. (1983) The measurement of spinal load arising from work seats. THE HUMAN FACTORS SOCIETY 27th ANNUAL MEETING. *Proceedings...* Santa Moníca, CA.

⁹ BONNEY, R. A. (1988) Some effects on the spine from driving. *Clinical Biomechanics*, 3, pp. 236 - 240.

¹⁰ BURTON, A. K.; TILLOTSON, K. M. (1991) *Measurement of spinal strain to estimate loads on the spine in overhead working postures*. Report of the Spinal Research Unit, School of Human and Health Sciences, Huddersfield University, Huddersfield, UK.

¹¹ JAFRY, T. (1993) The effects of vibration, posture and operating foot pedals on spinal loading. PhD thesis, University of Nottingham.

apresenta uma curvatura acentuada. O goniômetro pode ser usado nas lombares (L3 a L5), para que se tenha uma indicação do ângulo na junção sacro-lombar, e na parte inferior da vértebra torácica.

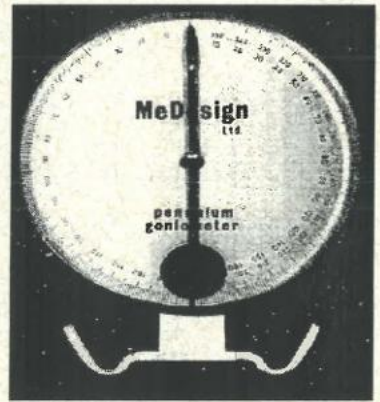
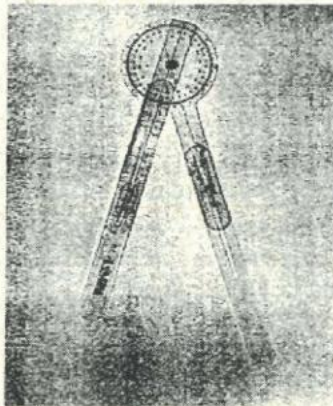


Figura 2 Tipos de goniômetros (Corlett, 1995, p. 676)

É importante notar que o *output* dos monitores dos goniômetros não pode fornecer toda a informação que é necessária para avaliar a demanda física associada com as tarefas, como levantamento manual de materiais, por exemplo. O peso do material manuseado e sua posição, velocidade e aceleração relativos ao corpo durante a tarefa são também aspectos que devem ser considerados quando se avalia a angulação dos segmentos corporais em determinadas posturas adotadas. Esta abordagem pode ser mais conveniente para tarefas repetitivas realizadas com elevada frequência, onde as forças internas no corpo podem ser mais afetadas pelas posturas extremas ou pelos movimentos rápidos do que pelo peso ou posição da carga externa.

Dinamômetros Os dinamômetros são instrumentos que medem e registram a força muscular estática em certas tarefas/atividades de trabalho. Os dinamômetros podem medir quaisquer dos principais grupos musculares e avaliam a flexão/extensão, rotação interna/externa, flexão planar, flexão dorsal ou adução/abdução (Figura 3). É importante salientar que existem sistemas portáteis para a medição direta da angulação dos segmentos corporais e a força adotada pelos músculos (Figura 4).

Figura 3
Aplicação de um
dinamômetro para a
medição de força
(NEXGEN
Ergonomics -
www.nexgenergo.com)



Figura 4
Aplicação de um
dinamômetro para a
medição de força
(NEXGEN
Ergonomics -
www.nexgenergo.com)



Cirtometria

Conforme Rizk (1997), a cirtometria é a verificação de possíveis edemas de membros inferiores, por meio da medição de determinadas áreas através de uma fita métrica de precisão. Quando a postura está sendo mantida em um tempo prolongado, há um comprometimento que é causador de sintomas como a diminuição da temperatura nas pernas, sensação de formigamento, dormência, dor, edema e inchaço ou aumento de volume, principalmente nos pés, tornozelos e pernas. Quando se quer avaliar os efeitos causados pela manutenção da postura de pé para as pernas, durante um tempo prolongado, a escolha da região para a aplicação da cirtometria deve ser em ambos os tornozelos dos indivíduos, imediatamente acima dos maléolos medial e lateral, devido à probabilidade de incidências de edemas e inchaço no local e ao fácil posicionamento da fita, reduzindo a margem de erro das medições.

MEDIÇÃO INDIRETA

Registro em vídeo

Com o intuito de avaliar uma tarefa, é preciso se ter a informação detalhada das configurações e desvios das posturas adotadas, segundo Carey e Gallwey (1998) os métodos simples de análise tal como o RULA e o OWAS fornecem alguma informação sobre a postura, mas não permitem detalhar as tarefas, necessitando, assim, de análises adicionais para se obter uma avaliação final e fidedigna das posturas. Os autores dizem, ainda, que muitos pesquisadores têm usado o registro em vídeo como um meio de análise de tarefas. As vantagens do seu uso incluem a possibilidade de rever o vídeo em várias velocidades, a eliminação da interferência do observador com o operador e a possibilidade de desempenhar análises sob condições de laboratório.

De acordo com Waters e Putz-Andersson (1992), a maioria das avaliações ergonômicas usa câmeras de vídeo para registrar as tarefas/atividades em suas análises, pois esta técnica possui o recurso de congelamento e retorno das imagens filmadas que ajudam a melhor descrever e analisar o que se quer observar. As análises de sistemas complexos, que unem o uso de câmeras de vídeo com *software*, estão disponíveis e são capazes de, automaticamente, capturar imagens pelo registro em vídeo de trabalhadores desempenhando seu trabalho. Estas imagens de vídeo podem então ser analisadas para fornecer mais detalhes sobre riscos biomecânicos que podem não ser aparentes na abordagem observacional direta. Estes sistemas podem incluir imagens digitalizadas que são captadas pela marcação das articulações do corpo e sua avaliação através das posições dos segmentos corporais.

A desvantagem é que as atividades que acontecem fora do foco das câmeras passam despercebidas pelo ergonomista, causando uma certa inconsistência nos resultados de sua análise.

Segundo Corlett (1995), existem várias técnicas que utilizam 3 ou mais câmeras de vídeo que trabalham simultaneamente com *softwares*, que acompanham os movimentos dos sujeitos, os quais são rastreados pelas câmeras, durante a realização de suas tarefas/atividades. Os avanços tecnológicos dos *softwares* estão fazendo com que isto seja possível, principalmente, em laboratórios.

Drury (1987¹² *apud* Corlett, 1995) registrou o desvio angular extremo que ocorre em cada articulação durante a realização de certas tarefas.

¹² DRURY, C. G. (1987) A biomechanical evaluation of the repetitive motion injury potential of industrial jobs. *Seminars in Occupational Medicine*, 2, 1, pp. 41 - 50. New York: Thieme Medical Publishers Inc.

Os desvios das posturas adotadas foram classificados em zonas diferenciadas da posição neutra baseados na média dos movimentos máximos alcançados pelas articulações. Keyserling (1986) registrou mudanças posturais do tronco e dos ombros usando o relógio interno de uma câmera de vídeo, combinando, assim, as informações da postura e o tempo de manutenção desta.

O relógio interno de uma câmera pode ser usado para se obter dados sobre o tempo total gasto na manutenção de determinadas posturas, porém, há problemas com relação a este procedimento:

- os erros são difíceis de serem corrigidos;
- quando a duração de uma tarefa é muito prolongada, é necessário examinar o início das filmagens, rebobinando-se a fita de vídeo, o que pode não ser interessante para o observador por causa da perda de tempo;
- os dados coletados sobre os desvios da postura por uma única câmera de vídeo são limitados. Quando os recursos impedem o uso de outras câmeras, recomenda-se observar, também, a situação real de trabalho;
- a análise consome muito tempo.

Técnicas modernas que unem o computador ao vídeo, entretanto, tornam possível uma melhor coleta de dados para as análises das tarefas em várias velocidades gravadas pelo uso de um Código (*Vertical Interval Time Code - VITC*). O código é conectado a cada imagem registrada e é, subsequente, revisto pelo computador, tornando a análise independente do relógio interno da câmera. Desvios posturais podem, então, ser registrados em velocidades adaptadas para tarefas específicas, enquanto mantêm a referência correta do tempo em que são realizadas.



Figura 5 Software para o registro da postura através da análise de videotapes (Mutual liberty, 1998)

É possível calcular os ângulos das articulações usando uma câmera de vídeo, mas a posição das câmeras e dos sujeitos deve ser controlada (*Figura 5*). Os métodos de análise por vídeo, geralmente, usam objetos que funcionam como marcadores (que refletem a luz) que são distribuídos nos segmentos corporais dos sujeitos que estão sendo observados, para fornecer os pontos que formarão os ângulos entre estes segmentos (*Figura 6*).



Figura 6 Sujeito usando marcadores no corpo para análise de vídeo (Mutual Liberty, 1998)

**Sistema
CODA**

O CODA (*Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer*) é um sistema que registra e analisa as posturas adotadas por meio de marcadores que refletem a luz. Este equipamento pode ser usado plugado em um computador que faz o rastreamento de marcadores piramidais espelhados (*Figura 7b*), onde o número mínimo de marcadores colocados no corpo do sujeito observado seja de 12. Um pequeno aparelho (*Figura 7a*) registrará a posição de cada marcador



(a) Dispositivo óptico de registro

(b) exemplos dos marcadores
piramidais retrorefletores

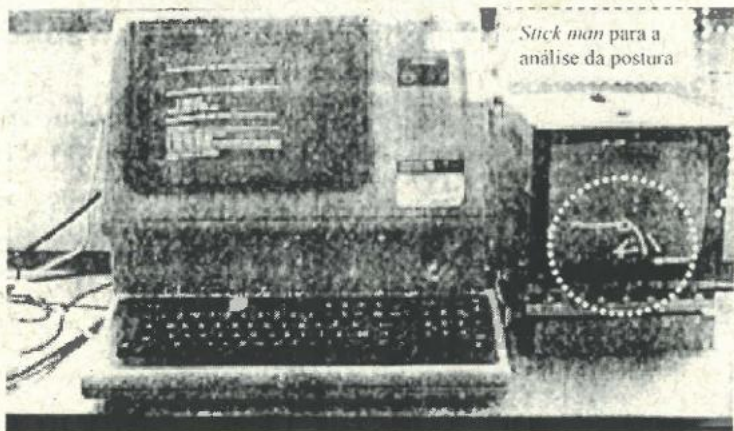
Figura 7
Dispositivo e
marcadores para o
registro da
postura pelo
sistema CODA
(Corlett, 1995, p.
683)

A *Figura 8* mostra o uso de um pontuador óptico (que funciona como uma espécie de *scanner*) que localiza os marcadores e os registra em um aparelho. Os marcadores são separados por uma distância estipulada para que sejam escaneados pela ponta da haste. O computador é programado para reconhecer os marcadores e identificar suas posições a fim de calcular sua posição no espaço rastreado pela ponta da haste. Deve-se atentar para a escolha dos segmentos corporais onde serão postos os marcadores: geralmente, os locais escolhidos são as articulações. O computador emite um sinal sonoro quando o registro se completa. Esta técnica tem as desvantagens de registrar os marcadores de forma bidimensional e de ser usada somente durante a adoção de posturas estáticas. Recomenda-se uma análise das forças exercidas por meio de instrumentos de medição direta em paralelo com as análises do CODA. A *Figura 9* mostra a imagem de um *stick man* exibida em uma tela de computador, desenvolvida para a leitura do CODA.

Figura 8 O pontuador óptico do CODA em uso (Corlett, 1995, p. 683)



Figura 9 Análise da postura através do "stick man" e imediato cálculo de forças e torques das articulações em estudo, através de um computador (Corlett, 1995, p.683)



MEDIÇÃO INDIRETA Posture Targeting

De acordo com Chaffin e Andersson (1984), os dados das posturas adotadas num determinado trabalho podem ser coletados com o *Posture Targeting*, pela observação direta em situação real de trabalho. O processo se dá pelo registro dos ângulos adotados por cada região corporal (cabeça, tronco, braços e antebraços, coxas e pernas), de acordo com um diagrama do corpo humano o qual é associado a círculos concêntricos, similares a um alvo, que representam diferentes níveis de movimentos (em ângulos) (Figura 10). Os círculos concêntricos podem representar desvios angulares de 45°, 90° e 135° de uma articulação específica e as linhas radiais desenhadas nos círculos indicam a quantidade de desvio do plano sagital visto de cima.

É necessário um intervalo de 30s ou mais entre os registros das observações. Este método é mais adequado para tarefas/atividades que envolvem trabalho estático. Em casos onde há mudanças de posturas em intervalos de tempo muito baixos (em poucos segundos), Corlett *et*

al. (1979) sugerem que sejam realizados registros fotográficos ou captações de imagem em *softwares* (se a observação for indireta – por vídeos) para só então utilizar o *Posture Targeting* (ver Figura 11).

Segundo Corlett (1995), há um *software* do *Posture Targeting* disponível no mercado que coleta e interpreta mais rápida e precisamente os dados coletados.

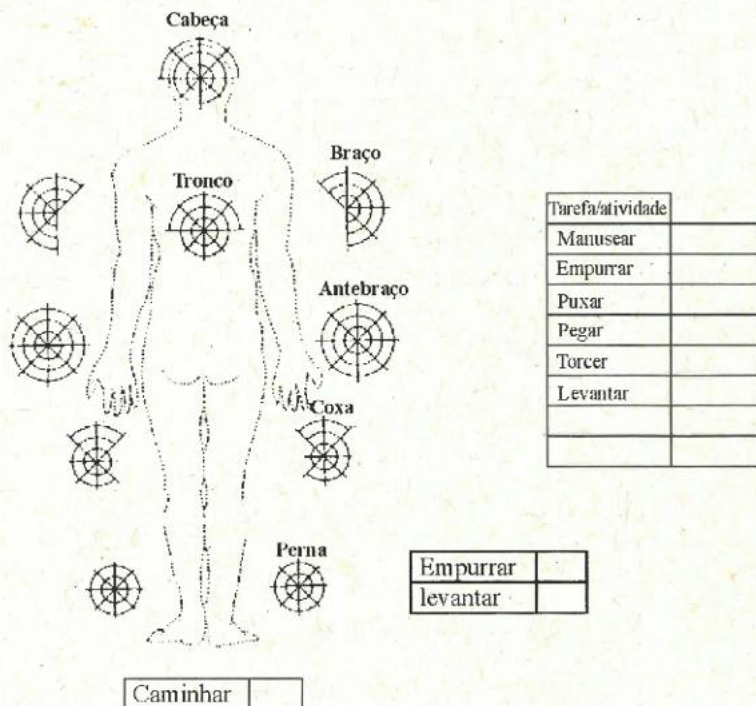


Figura 10
diagrama de
registro da
postura pelo
posture targeting
Adaptado de
Corlett (1995, p.
675)

Por meio do *software* do *Posture Targeting*, pode-se interpretar mais fielmente os dados coletados, dos pontos registrados de determinada postura, evitando erros nas medições e interpretações. O *software* calcula e analisa, rapidamente, os ângulos envolvidos na sustentação de determinadas posturas corporais.

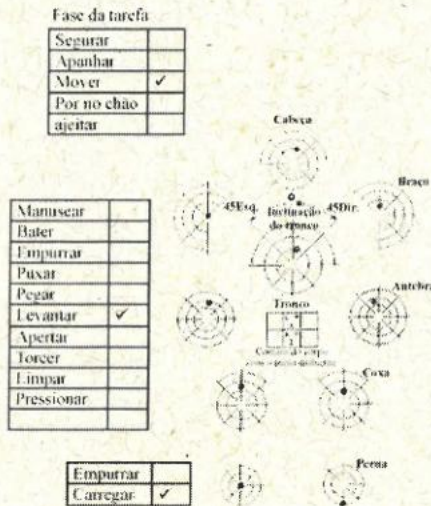


Figura 11
Registro do
Posture targeting
de uma fotografia
(Corlett, 1995)

Diagramas de ARMSTRONG et al. (1982¹³ apud Corlett, 1995)

Armstrong et al. (1982¹³ apud Corlett, 1995) desenvolveram diagramas que servem de base para análises de tarefas/atividades que envolvem membros superiores. O registro da postura é realizado por observação da situação real de trabalho, durante intervalos de tempo iguais, tendo como referência a Figura 12a. O processo consiste em anotar qual o ângulo adotado em cada região dos membros superiores e a sua frequência de manutenção. Os resultados finais são apresentados em forma de gráficos cruzando-se os dados dos ângulos adotados (flexão ou extensão, supinação ou pronação, abdução ou adução, desvios – ulnar e radial) nas posturas observadas com os dados do tempo de manutenção (ver gráficos da Figura 12b).

Os movimentos e angulações que compõem os diagramas de Armstrong et al. (1982¹³ apud Corlett, 1995) são:

Ombros: 4 a 6 categorias de flexão, abdução, adução e rotação;

Cotolelo: 3 a 4 categorias de flexão, extensão e rotação;

Punho: 3 a 5 categorias de flexão, extensão e desvios.

¹³ ARMSTRONG, T. J.; FOULKE, J. A.; JOSEPH, B. S.; GOLDSTEIN, S. A. (1982) Investigation of cumulative trauma disorders in a poultry processing plant. *Journal of the American Industrial Hygiene Association*, 43, pp. 103 - 115.

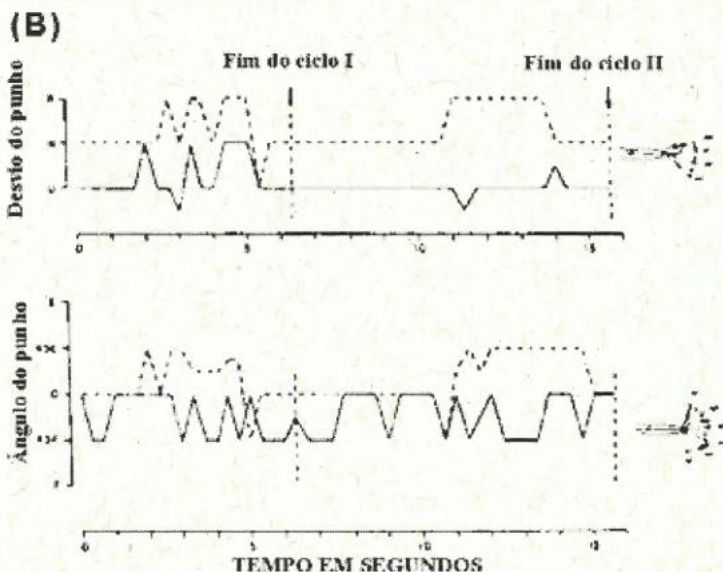
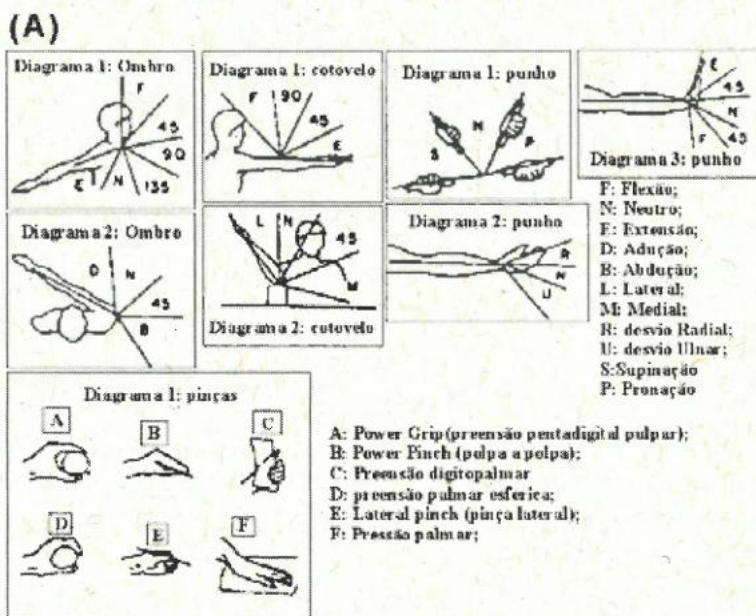


Figura 12
Diagramas de
observação e
exemplo de
gráficos
resultantes da
análise
(Armstrong et al.,
1982¹⁴ apud
Corlett, 1995)

¹⁴ ARMSTRONG, T. J.; FOULKE, J. A.; JOSEPH, B. S.; GOLDSTEIN, S. A. (1982) Investigation of cumulative trauma disorders in a poultry processing plant. *Journal of the American Industrial Hygiene Association*, 43, pp. 103 - 115.

¹⁵ LIFSHITZ, Y.; ARMSTRONG, J. (1986) A design checklist for control and prediction of cumulative trauma disorder in intensive manual jobs. THE HUMAN FACTORS SOCIETY 30TH ANNUAL MEETING. Proceedings..., 837 - 841.

PROTOSCOLOS Diversos autores propõem instrumentos para avaliação dos riscos posturais, por meio de *check-lists*, critérios semi-quantitativos, ou critérios quantitativos (Colombini *et al.*, 1999). Os *checklists* compreendem perguntas e os dados são interpretados como riscos em uma escala. Nesta categoria encontram-se os protocolos e Lifshitz e Armstrong (1986¹⁵ apud de Almeida e Barreto, 1998), Keyserling *et al.* (1993) e Couto (1998). Os métodos semi-quantitativos se baseiam em observação direta ou indireta, os dados selecionados com base em perguntas e convertidos em escalas numéricas ou diagramas. São exemplos os métodos de Karhu, Kansí e Kuorinka (1977), Rodgers (1992), McAtamney e Corlett (1993), Malchaire (1998), Hignnett e McAtamney (2000). Os critérios quantitativos propõem fórmulas como é o caso dos métodos de Moore e Garg (1995), a minuta da IEA (Colombini *et al.*, 1999) e o NIOSH (1996) para levantamento de cargas. A seguir são apresentados alguns dos protocolos mais usados na avaliação de posturas e feitas considerações sobre suas aplicações.

CHECK LISTS

Check list de Michigan, (Lifshitz e Armstrong, 1986¹⁵ apud de Almeida e Barreto, 1998)

Fator de Risco	SIM	NÃO
1. Estresse físico		
1.1 A tarefa pode ser feita sem contato com bordas cortantes?		
1.2 A ferramenta não vibra?		
1.3 As mãos dos trabalhadores estão expostas a temperaturas > 21°C?		
1.4 A tarefa é feita sem luvas?		
2. Força		
2.1 A tarefa exige menos que 4-5kg de força?		
2.2 A tarefa pode ser feita sem movimento de pinça?		
3. Postura		
3.1 A tarefa é feita sem extensão ou flexão do punho?		
3.2 A ferramenta pode ser usada sem extensão ou flexão do punho?		
3.2 A tarefa é feita sem desvio ulnar do carpo?		
3.4 O trabalhador pode trabalhar sentado?		
3.5 A tarefa pode ser feita sem roupas que limitam a mobilidade?		
4. Posto de trabalho		
4.1 A orientação da superfície de trabalho pode ser ajustada?		
4.2 A altura da superfície de trabalho pode ser ajustada?		
4.3 A posição da ferramenta pode ser ajustada?		
5. Repetitividade		
5.1 O ciclo é maior que 30s?		
6. Ferramentas		
6.1 A "pega" aproxima bem o polegar e os outros dedos?		
6.2 O perímetro da pega tem entre 5 e 7cm?		
6.3 O cabo da ferramenta é de material não metálico?		
6.4 A ferramenta é de material não metálico?		
6.5 A ferramenta pesa menos que 4kg?		
6.6 A ferramenta está suspensa?		

Este *checklist*, conhecido como *check list* de Michigan, compreende 21 perguntas, assim subdivididas: 4 de estresse físico, 2 de força, 5 de postura, 3 de posto de trabalho, 1 de repetitividade e 6 de ferramentas. Respostas negativas são indicativas de condições favoráveis aos D.O.R./T/L.E.R. 100% de respostas afirmativas indicam mínimo risco.

Check list de Keyserling et al. (1993)

O centro de ergonomia da Universidade de Michigan, em 1993, aprimorou seu *check list* para avaliar os riscos associados aos membros superiores. O *check list* de Keyserling *et al.* (1993) acrescentou 5 perguntas para as mãos e a avaliação dos hemicorpos (direito e esquerdo) em separado ao de Lifshitz e Armstrong (1986¹⁶ *apud* de Almeida e Barreto, 1998).

Questões	Esquerda		Direita			
	Não	Sim	Não	Sim		
REPETITIVIDADE						
1. O trabalho envolve uso repetitivo das mãos e pulsos? Se uma resposta para sim A) O ciclo de trabalho é menos que 30 segundos, ou; As mãos repetem o mesmo movimento durante mais do que 1/3 do ciclo.						
ESTRESSE MECÂNICO						
2. Existem objetos duros ou afiados, ferramentas ou partes do posto de trabalho que pressionam: A) Atrás ou ao lado dos dedos? B) Palma ou base da mão? C) Antebraço ou cotovelo? D) Ombros ou axilas? Obs.: também responda "sim" se o trabalhador é observado arrastando, torcendo ou tirando equipamentos que de algum modo requerem força significativa (por exemplo: carrinho de mão ou ferramentas ou objetos ou instalações que necessitam ser levantados).						
3. As palmas ou as bases das mãos são usadas como uma ferramenta (por exemplo, como um martelo)?						
FORÇA						
4. O trabalhador ergue, carrega, empurra ou puxa objetos que pesam mais do que 4,5kg (10lbs)?						
5. O operador agarra um objeto ou uma ferramenta que tem uma superfície lisa, escorregadia (apresenta alguma estrutura, fios ou cabos que proporcionam o deslizamento)?						
6. A polpa digital é usada como uma ferramenta para apertar ou empurrar? Resposta "SIM" se: A) O indicador ou polegar é usado para apertar uma tampa, clipe ou parafuso rigorosamente; B) O indicador ou polegar é usado para empurrar ou acionar um botão que requeira força ou ativação maior que 900g (2lbs). C) A tarefa envolve força evidente, como lixar uma superfície.						
7. Existe a necessidade do uso de luvas? Caso a resposta seja positiva: As luvas limitam ou impedem a apreensão (fixação ou agarrando) do objeto?						
	Não	Alg. X	+ 1/3 Ciclo	Não	Alg. X	+ 1/3 Ciclo
8. O operador agarra ou segura uma ferramenta que pesa mais de 2,7kg (6lbs) por mão? Agarrando ou segurando um equipamento ou uma ferramenta que pesam mais que 2,7kg (6lbs) ou dão meios que um objeto que pesa 2,7kg (6lbs) ou mais é apanhado com uma mão ou um objeto, ou objeto que pesa 5,4kg (12lbs) ou mais é apanhado com duas mãos, se a ferramenta ou objeto estão suspensos ou apoiam o objeto, então a resposta é "NÃO".						
POSTURA						
9. É utilizado algum tipo de agarra (preensão)?						
10. Há desvios do punho (flexão, extensão, desvio radial e ulnar)?						
11. Há movimentação de rotação do antebraço?						
12. Há movimentos dos membros superiores para trás do corpo?						
13. Um cotovelo é usado acima do nível médio do corpo?						
FERRAMENTAS, OBJETOS E EQUIPAMENTOS						
14. A vibração transmitida por ferramentas ou objetos à mão do operador?						
15. As mãos estão expostas ao frio excessivo?						
16. As mãos ou os dedos são usados em algum movimento rápido?						
	Não	Sim	Não	Sim		
17. As ferramentas ou os objetos não estão suspensos equilibradamente (a ferramenta está desequilibrada quando tender a cair ou puxar longe da posição desejada do uso. Ferramentas com "balancers" podem estar desequilibradas se eles produzirem torque de reação. Pergunte para o operador.)?						
18. Mão realiza algum movimento de puxar ou arrastar algum objeto?						
ESCORE TOTAL						

¹⁶ LIFSHITZ, Y.; ARMSTRONG, J. (1986) A design checklist for control and prediction of cumulative trauma disorder in intensive manual jobs. THE HUMAN FACTORS SOCIETY 30TH ANNUAL MEETING. Proceedings..., 837 - 841.

Listar todos os objetos e equipamentos utilizados nas respostas das questões 14-18. Quanto maior for o número de “sim” maior será o risco de lesões.

Checklist para avaliação simplificada do risco de tenossinovites e distúrbios musculoesqueléticos relacionados ao trabalho de membros superiores (Couto, 1998)

Couto (1998) adicionou ao *check list* de Keyserling *et al.* (1993) alguns critérios relacionados à organização do trabalho e a sua aplicação para os membros superiores.

1. Sobrecarga física	
1.1 O trabalho pode ser feito sem que haja contato da mão ou do punho ou dos tecidos moles com alguma quina viva de objetos ou ferramentas?	Não (0) Sim (1)
1.2 O trabalho exige o uso de ferramenta vibratória?	Sim (0) Não (1)
1.3 O trabalho é feito em condições ambientais de frio excessivo?	Sim (0) Não (1)
1.4 A tarefa pode ser feita sem a necessidade de luvas?	Não (0) Sim (1)
1.5 Entre um ciclo e outro há possibilidade de um pequeno descanso? Ou há pausa bem definida de cerca de 5 a 10min/h?	Não (0) Sim (1)
2. Força com as mãos	
2.1 Aparentemente as mãos fazem pouco força?	Não (0) Sim (1)
2.2 A posição de pinça (palpar, lateral ou palmar) é utilizada para fazer força?	Sim (0) Não (1)
2.3 Quando usados para apertar botões, teclas ou componentes para montar ou inserir ou para escrever compressão digital, a força de compressão exercida pelos dedos ou pela mão é pequena?	Não (0) Sim ou não se aplica (1)
2.4 O esforço manual é feito durante mais que 10% do ciclo ou é repetido mais que 8 vezes/min?	Sim (0) Não (1)
3. Postura de trabalho	
3.1 Há algum esforço estático da mão ou do antebraço na realização do trabalho?	Sim (0) Não (1)
3.2 Há algum esforço estático do braço ou do pescoço na realização do trabalho?	Sim (0) Não (1)
3.3 O trabalho pode ser feito sem extensão ou flexão forçada do punho?	Não (0) Sim (1)
3.4 O trabalho pode ser feito sem desvio lateral forçado do punho?	Não (0) Sim (1)
3.5 Há abdução do braço acima de 45° ou elevação dos braços acima do nível dos ombros como rotina na execução da tarefa?	Sim (0) Não (1)
3.6 Existem outras posturas forçadas dos membros superiores?	Sim (0) Não (1)
3.7 O trabalhador tem flexibilidade na sua postura durante a jornada?	Não (0) Sim (1)
4. Posto de trabalho	
4.1 O posto de trabalho permite flexibilidade no posicionamento das ferramentas, dispositivos e componentes, incluindo inclinação dos objetos quando isso for necessário?	Não (0) Sim (1) Desnecessária a flexibilidade de que trata este item (1)
4.2 A altura do posto de trabalho é regulável?	Não (0) Sim (1)
5. Repetitividade e Organização do trabalho	
5.1 O ciclo de trabalho é maior que 30s?	Não (0) Sim (1)
5.2 No caso de ciclo menor que 30s, há diferentes padrões de movimentos (de forma que nenhum elemento da tarefa ocupe mais que 30% do ciclo)?	Não (0) Sim (1) Ciclo < 30º (0) Não há ciclos (1)
5.3 Há rodízios (revezamento) nas tarefas?	Não (0) Sim (1) Desnecessários revezamentos (1)
5.4 Percebe-se sinais de estar o trabalhador com o tempo apertado para realizar suas tarefas?	Sim (0) Não (1)
5.5 A mesma tarefa é feita por um mesmo trabalhador durante mais que 4 horas/dia?	Sim (0) Não (1)
6. Ferramentas de trabalho	
6.1 Para o esforço de preensão: - O diâmetro da manopla da ferramenta tem entre 20 e 25mm (mulheres) ou entre 25 e 35mm (homens)? Para esforços em pinça: - O cabo não é muito fino nem muito grosso e permite boa estabilidade de pega?	Não (0) Sim (1) Não há ferramenta (1)
6.2 A ferramenta pesa menos de 1kg, ou no caso de pesar mais de 1kg encontra-se suspensa por dispositivo capaz de reduzir o esforço humano?	Não (0) Sim (1)
Critérios de interpretação do risco de DORT/LER: Somar o total dos pontos - Acima de 22 pontos: baixíssimo risco - Entre 19 e 22 pontos: baixo risco - Entre 15 e 18 pontos: risco moderado - Entre 11 e 14 pontos: alto risco - Abaixo de 11 pontos: altíssimo risco	
Este check list tem outro grande valor prático: permite que a área o utilize como forma de melhorar as condições de trabalho, bem como avaliar a evolução das medidas dos pontos de trabalho.	

PLIBEL
(Método para a identificação de fatores de risco para os problemas musculoesqueléticos).

Este método usa um *checklist* (Kemmlert *et al.*, 1987) constituído de questões relacionadas às posturas adotadas, movimentos realizados, *design* do espaço de trabalho ou do mobiliário. Estes quesitos são respondidos de acordo com cinco regiões corporais, incluindo pescoço/ombros e a região superior das costas, antebraços/cotovelos e mãos, joelhos/pés e quadris e a região inferior das costas (lombar). A ferramenta serve para identificar os fatores de risco para problemas musculoesqueléticos de regiões corporais específicas e já foi aplicada em vários estudos (Vink, 1991; Jakobsson, 1993). Uma desvantagem deste método é a dificuldade para justificar a magnitude dos riscos quando a combinação de vários fatores é apresentada numa tarefa/atividade, além de destacar que o conjunto de observações com o *checklist* não é totalmente confiável.

QEC (Quick Exposure Check) (Li e Buckle, 1999)

A técnica QEC foi desenvolvida para avaliar a exposição dos trabalhadores aos riscos musculoesqueléticos. O método é constituído por duas etapas, as quais abrangem itens de avaliação: 1) o observador avalia as posturas das costas, ombros/braços, punhos/mãos e pescoço e o movimento repetitivo por um *check-list*; 2) o trabalhador contribui com informações coletadas por meio de um questionário que apresenta questões sobre a duração das suas tarefas/atividades, levantamento manual de materiais, nível de força máxima exercida, demandas visuais, a exposição a vibrações, além de questões relativas à adaptação e ao estresse no trabalho. A magnitude de cada item de avaliação é classificada em níveis de exposição pelo cruzamento entre os dados coletados das etapas 1 e 2 pela geração de escores, que são encontrados por tabelas referentes a cada região corporal (*Tabela 1*). Se o nível dos escores totais fore elevado indica que os níveis de exposição aos fatores de risco musculoesqueléticos, relacionados ao trabalho, também é elevado.

Vale enfatizar que o sistema QEC apresenta como resultados escores de exposição aos riscos musculoesqueléticos relativos às regiões corporais específicas (costas, ombros/braços, punhos/mãos e pescoço), os quais são somados totalizando um escore geral. Um dos autores do QEC informou por e-mail (guangyan.li@sunderland.ac.uk) que o sistema não apresenta categorias/níveis de ação de acordo com os escores resultantes, mas os autores estão trabalhando para determinar estas categorias/níveis de ação (ou zonas verde, vermelha, por exemplo).

Checklist para a exposição aos riscos músculo esqueléticos - QEC	
Sector:	Nome do trabalhador:
Tarefa:	Data:
avaliação conduzida por:	Hora:
COSTAS	PUNHOS/MÃOS
<p><u>Quando o trabalhador está desempenhando a tarefa, a costa está:</u> A1: Quase neutra? A2: levemente flexionada ou torcida ou inclinada para o lado? A3: Excessivamente flexionada ou torcida ou inclinada para o lado?</p> <p><u>Em tarefas de manuseio de materiais, o movimento das costas é:</u> B1: sem frequência? (por volta de 3 vezes por minuto). B2: frequente? (por volta de 8 vezes por minuto). B3: muito frequente? (por volta de 12 vezes por minuto ou mais)</p> <p>Outras tarefas: A tarefa é desempenhada em postura estática a maioria das vezes? (tanto se sentado quanto se de pé) B4: Não B5: Sim</p>	<p><u>A tarefa desempenhada é:</u> E1: Com os punhos erectos? E2: com a postura dos punhos em desvio ou inclinação?</p> <p><u>A tarefa é desempenhada nos moldes similares aos movimentos repetitivos</u> F1: 10 vezes por minuto ou menos? F2: 11 a 20 vezes por minuto? F3: Mais de 20 vezes por minuto?</p>
OMBROS/BRACOS	PESCOÇO
<p><u>A tarefa é desempenhada:</u> C1: com os braços no nível ou abaixo do nível da cintura? C2: com os braços no nível do peito? C3: com os braços no nível ou acima do nível dos ombros?</p> <p><u>O movimento dos braços é repetitivo e:</u> D1: sem frequência? (algum movimento intermitente dos braços) D2: frequente? (movimento regular dos braços com algumas pausas) D3: muito frequente? (movimento dos braços quase contínuo)</p>	<p><u>Quando o trabalhador está desempenhando a tarefa, o conjunto cabeça/neck/oc é está excessivamente inclinado ou torcido?</u> G1: Não G2: sim, ocasionalmente G3: sim, continuamente</p>

Tabela 1 Tabelas de escores para as regiões corporais (QEC)

Tabela de escores QEC

Dados para as COSTAS

	A1	A2	A3	escore 1	B1	B2	B3	escore 2	b1	b2	b3	escore 3
a1	2	4	6		2	4	6		2	4	6	
a2	4	6	8		4	6	8		4	6	8	
a3	6	8	10		6	8	10		6	8	10	
a4	8	10	12		8	10	12		8	10	12	
				escore 4			B4	B5	escore 5	Escore total = Soma dos escores 1 ao 5		
b1	2	4	6		2	4	6	2				4
b2	4	6	8		4	6	8	4				6
b3	6	8	10		6	8	10	6				8

Dados para OMBROS/BRAÇOS

	C1	C2	C3	escore 1	D1	D2	D3	escore 2	b1	b2	b3	escore 3
a1	2	4	6		2	4	6		2	4	6	
a2	4	6	8		4	6	8		4	6	8	
a3	6	8	10		6	8	10		6	8	10	
a4	8	10	12		8	10	12		8	10	12	
				escore 4			escore 5	Escore total = Soma dos escores 1 ao 5				
b1	2	4	6		2	4				6		
b2	4	6	8		4	6				8		
b3	6	8	10		6	8				10		

Dados para PUNHOS/MÃOS

	F1	F2	F3	escore 1	E1	E2	escore 2	b1	b2	b3	escore 3
c1	2	4	6		2	4		2	4	6	
c2	4	6	8		4	6		4	6	8	
c3	6	8	10		6	8		6	8	10	
					escore 4			escore 5	Escore total = Soma dos escores 1 ao 5		
b1	2	4	6	2		4					
b2	4	6	8	4		6					
b3	6	8	10	6		8					

Dados para PESCOÇO

	G1	G2	G3	escore 1	e1	e2	escore 2	Escore total = Escores 1 + 2
b1	2	4	6		2	4		
b2	4	6	8		4	6		
b3	6	8	10		6	8		

Avaliação dos Trabalhadores

d1	d2	d3	f1	f2	f3	g1	g2	g3	g4	(Avaliação dos trabalhos) Total
1	4	9	1	4	9	1	4	9	16	

Costas: _____ Ombros/braços: _____ Punhos/mãos: _____ Pescoço: _____

GUIA PARA AS OBSERVAÇÕES DAS POSTURAS			
Descrição da postura	Postura		
Costas	De pé	Sentado	Movimento de torção
<p>"Postura neutra" (nível A1): se o observado estiver em movimento de flexão/extensão, torção ou inclinação lateral num ângulo menor que 20°.</p>			
<p>"Modernamente em flexão ou torção" (nível A2): se o observado estiver em movimento de flexão/extensão, torção ou inclinação para os lados num ângulo maior que 20°, porém menor que 60°.</p>			
<p>"Excessivamente em flexão ou torção" (nível A3): se o observado estiver em movimento de flexão ou torção num ângulo acima de 60° (ou próximo de 90°).</p>			
<p>Movimento dos níveis entre B1 e B5 para manejo manual de materiais.</p>	<p>- Refere-se a quanto o observado precisa executar os movimentos de inclinação e rotação quando estiver realizando suas tarefas. Vários movimentos das costas podem acontecer num ciclo de tarefas; - Para outras tarefas, que não sejam manejo manual de materiais, tal como trabalho sedentário ou tarefas repetitivas desempenhadas nas posturas de pé ou sentado, deve-se ignorar os níveis B1 e B3 e usar apenas os níveis B4 e B5.</p>		
Ombros/braços			
<p>Movimentos dos níveis entre C1 e C3.</p>	<p>A avaliação deve ser feita quando os braços/ombros estiverem realizando suas tarefas, mas não necessariamente ao mesmo tempo em que as costas são avaliadas. Por exemplo, a carga exercida sobre os ombros pode não estar num nível tão elevado quando o observado inclina-se para pegar uma caixa no chão, mas pode tornar-se subsequentemente quando a caixa é colocada (deslocada) num nível mais alto.</p>		
<p>Movimentos dos níveis entre D1 e D3.</p>	<p>- São "sem freqüência" se não há um movimento padrão regular; - São "freqüentes" se há um movimento padrão regular com algumas pausas; - São "muito freqüentes" se há um movimento padrão regular durante a realização das tarefas.</p>		
Punhos/mãos			
<p>Movimentos dos níveis E1 e E2.</p>	<p>São avaliados durante a performance das tarefas nos pontos em que são adotadas as maiores das posturas do punho, incluindo flexão/extensão, inclinação lateral (desvio ulnar/radial) e rotação dos punhos em volta do eixo do antebraço. O punho é considerado como "quase ereto" (nível E1) se os movimentos estão limitados dentro de uma pequena faixa angular (<15°, por exemplo) da postura neutra dos punhos/mãos. Por outro lado, em outras situações adversas, o punho é considerado como "em desvio ou inclinação".</p>		
	Exemplo de desvio ou inclinação.	Exemplo de punho quase ereto.	
<p>Movimentos dos níveis F1 a F3.</p>	<p>Refere-se aos movimentos dos punhos/mãos e antebraços, excluindo os movimentos dos dedos. É um movimento quando o padrão de movimento similar é repetido durante um conjunto de períodos de tempo (por exemplo, durante 1 minuto).</p>		
Pescoço			
<p>O pescoço pode ser considerado como "excessivamente em flexão ou rotação" se o ângulo adotado, em relação ao torso, estiver acima de 20°.</p>			

**MÉTODOS
SEMIQUANTI-
TATIVOS****Método
Owas
(Karhu,
Kansi e
Kuorinka,
1977)**

O método OWAS foi desenvolvido na Finlândia, entre 1974 e 1978, por uma parceria entre a indústria de aço *OVAKO OY* e o Instituto Finlândês de Saúde Ocupacional. O interesse era melhorar os métodos de trabalho pela identificação de posturas corporais prejudiciais durante a realização de tarefas/atividades. Foram analisadas tarefas/atividades na metalúrgica com base em 680 fotografias tiradas de diferentes posturas adotadas naquela indústria. Os pesquisadores conseguiram identificar 84 combinações de posturas entre as regiões: costas, braços e pernas. Após a escolha das posturas mais representativas, 20 especialistas realizaram um pré-teste do método, analisando 28 tarefas dos trabalhadores da metalurgia. No teste final, analisaram 52 tarefas e registraram mais de 36.000 posturas. Para avaliar o desconforto dos trabalhadores, os especialistas aplicaram um questionário sobre o nível de conforto percebido pelos respondentes. Cada questão foi aferida por meio de uma escala de avaliação contínua com 4 âncoras (“postura normal, sem desconforto e efeitos danosos para a saúde” até “postura extremamente incorreta que leva ao desconforto e causa efeitos muito danosos à saúde”). O questionário foi respondido por 32 trabalhadores experientes da indústria e às respostas serviram para dar suporte aos especialistas quando da análise das posturas catalogadas no teste final. Destes estudos, foram definidas 4 posturas das costas, 3 dos braços, 7 das pernas e 3 categorias de força (Mattila e Vilkki, 1999).

Em suma, o OWAS foi criado para registrar, mapear e examinar dados coletados de posturas assumidas durante o trabalho. Os dados coletados são analisados de duas formas: 1) registrar as posturas numa combinação de 4 dígitos entre as costas, braços, pernas e forças exercidas e determinar em qual categoria de ação se enquadram; 2) mapear e examinar as posturas conforme o tempo de manutenção para cada região corporal e determinar o efeito resultante sobre o sistema musculoesquelético. A determinação do efeito sobre o sistema musculoesquelético foi definida por um grupo de especialistas (Long, 1993) que englobou médicos, analistas de trabalho e trabalhadores supervisionados por um grupo internacional de ergonomistas. Este grupo de especialistas avaliou e classificou cada postura gerando uma escala de classificação das posturas em 4 categorias: 1) postura normal, sem consequência prejudicial ao sistema musculoesquelético: não são necessárias medidas corretivas; 2) postura com algumas consequências prejudiciais ao sistema musculoesquelético: são necessárias medidas corretivas a longo prazo; 3) postura com consequências prejudici-

ais ao sistema musculoesquelético: são necessárias medidas corretivas a médio prazo; 4) postura com conseqüências muito prejudiciais ao sistema musculoesquelético: são necessárias medidas corretivas a curto prazo.

Como utilizar o OWAS

Os dados do OWAS são coletados pela observação de um sujeito desempenhando o seu trabalho, ou seja, numa situação real de trabalho em campo (observação direta) ou por vídeo (observação indireta). Os dados podem ser obtidos manualmente (com o mínimo de recurso: lápis e papel) ou usando os *softwares* de coleta do OWAS. As posturas são observadas e registradas num conjunto de intervalos de tempo, para fornecer um quadro geral do trabalho estudado. De acordo com Mattila e Vilkki (1999), as observações são feitas usando um sistema de intervalos iguais onde o intervalo entre as observações é, normalmente, de 30 a 60 segundos. A razão para estas condições é que, em situação real, geralmente é difícil para o observador anotar os códigos em curtos intervalos de tempo. Cada observação requer o registro dos números referentes às costas, braços, pernas e forças, formando um código para cada postura. Devem ser feitas muitas observações, com várias amostras.

Os registros podem ser feitos por meio de uma câmera de vídeo, mas recomenda-se que o vídeo deva apenas servir de apoio para as observações diretas (em campo). Deve-se tomar os cuidados habituais quando se iniciarem as observações em relação ao intervalo de tempo de observação da tarefa/atividade, embora recomende-se como adequado um intervalo de 30 a 60 segundo para trabalhos não repetitivos. Os observadores precisam ser treinados num padrão em que se assegure que o seu registro está consistente e que seus erros de observação estão em um nível aceitável, abaixo de 10%. É desejável também um teste piloto ou pré-teste com os usuários.

Os criadores do OWAS sugerem que o número mínimo de observações (posturas catalogadas) seja 100, para que se possa indicar, de forma consistente, a classificação da tarefa/atividade e as posturas assumidas conforme as categorias de ação. Recomenda-se que o OWAS seja usado em conjunto com outros métodos para avaliar as tarefas/atividades. Os resultados de outros métodos de avaliação (como: a frequência cardíaca, métodos subjetivos, escalas de avaliação, dentre outros) devem ser comparados com os resultados do OWAS para permitir uma melhor análise da postura observada. Vale ressaltar que a escolha do(s) método(s) para avaliar as posturas depende muito da demanda ou do trabalho a ser observado e analisado (Long, 1993).

O OWAS apresenta 3 (três) matrizes de avaliação para a coleta dos dados, o que pode ser feito manualmente usando-se apenas um lápis ou uma caneta. As posturas são observadas e registradas como mostra a *Figura 13*. Uma matriz de avaliação, similar à *Tabela 2*, permite que cada postura seja analisada pela aceitabilidade ou então pela devida categoria de ação corretiva.

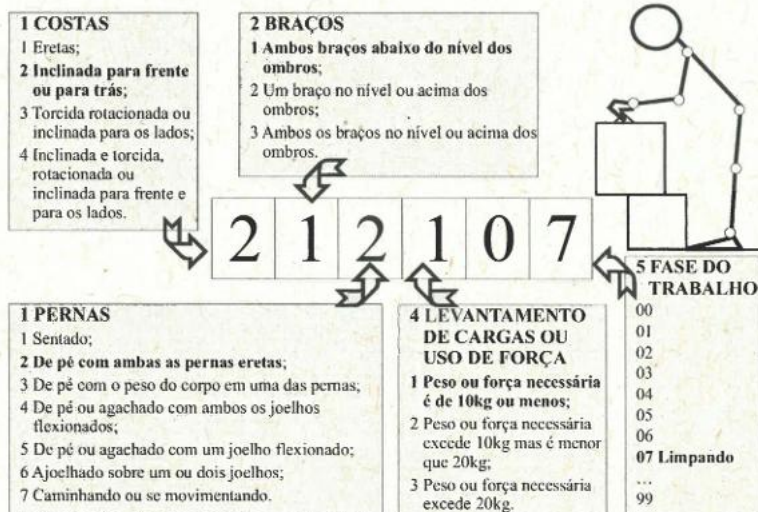


Figura 13 Itens do método OWAS e um exemplo da codificação de uma determinada tarefa (Adaptado de Louhevaara e Suurnäkki, 1992)

O código OWAS para uma postura observada é o registro da própria postura de acordo com os três primeiros quadros (costas (1), braços (2) e pernas (3), a carga ou a força exercida é indicada pelo quarto quadro no quinto quadro é feito um registro do estágio ou ciclo da tarefa (isto é, o que o observado está fazendo no momento do registro). O processo é observar o trabalho para compreender a postura, a força e a fase do trabalho.

A matriz de avaliação da *Tabela 2* permite ainda avaliar a provável carga musculoesquelética por uma simples combinação ou cruzamento dos valores das costas, braços e pernas. O valor encontrado deste cruzamento apontará a categoria de ação na qual estará inserida determinada postura. Quando as posturas catalogadas forem frequentes, ou seja, o seu registro aparecer repetidas vezes, mesmo que a carga seja leve, o processo de amostragem e codificação permite estimar as proporções de tempo de cada região corporal, que serão gastas em várias posturas de trabalho. Estas posturas podem, então, ser avaliadas pela *Tabela 3*, onde são apresentadas as categorias de ação em relação às posturas e aos tempos estimados da sua manutenção, durante todo o dia de trabalho. As categorias das posturas

do pescoço são consideradas opcionais, pois não foram adicionadas no OWAS original. Long (1993) desenvolveu um quadro das categorias de ação em relação ao tempo estimado para a região do pescoço.

Tabela 2
Categorias de ação segundo posição das costa, braços, pernas e uso de força no Método OWAS (Gomes, 1999, p.37)

C	O	s	1			2			3			4			5			6			7			Pernas	Força
			1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3		
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1		
	2	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	1	1	1	1	1	1		
	3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2	3	2	2	3	1	1	1	1	1	1	2	
2	1	2	2	3	2	2	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	2	2	2	2	3	3			
	2	2	2	3	2	2	3	2	3	3	3	4	4	3	4	4	3	3	4	2	3	4			
	3	3	3	4	2	2	3	3	3	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4			
3	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2	3	3	3	4	4	4	1	1	1	1	1	1			
	2	2	2	3	1	1	1	1	1	2	4	4	4	4	4	4	3	3	3	1	1	1			
	3	2	2	3	1	1	1	2	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	1	1	1				
4	1	2	3	3	2	2	3	2	2	3	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4				
	2	3	3	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4				
	3	4	4	4	2	3	4	3	3	4	4	4	4	4	4	4	4	4	2	3	4				

CATEGORIAS DE AÇÃO
 1 Postura normal, sem conseqüências prejudiciais ao Sistema Músculo Esquelético (SME): não é necessária nenhuma medida corretiva;
 2 Postura com algumas conseqüências prejudiciais ao SME: são necessárias medidas corretivas a longo prazo;
 3 Postura com conseqüências prejudiciais ao SME: são necessárias medidas corretivas a médio prazo;
 4 Postura com conseqüências muito prejudiciais ao SME: são necessárias medidas corretivas a curto prazo.

Na análise relacionada ao tempo há um intervalo de 10% onde as categorias de ação sobrepõem-se. Nestes intervalos, as categorias de ação são especificadas como '1/2', '2/3', ou '3/4', numa faixa de adequação.

Tabela 3
Categorias de ação do OWAS de acordo com o tempo de manutenção das posturas de trabalho para cada região corporal (Adaptado de Louhevaara e Suurnäkki, 1992 e Long, 1993).

COSTAS										
1. Eretas	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2. Inclinadas para frente	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
3. Torcidas	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
4. Inclinadas e torcidas	1	2	2	2	3	3	3	3	4	4
BRAÇOS										
1. Braços abaixo do nível dos ombros	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2. Um braço no nível ou acima dos ombros	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
3. Braços no nível ou acima dos ombros	1	1	2	2	2	2	2	2	3	3
PERNAS										
1. Sentado	1	1	1	1	1	1	1	1	1	2
2. De pé com ambas as pernas eretas	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2
3. De pé com uma das pernas ereta	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3
4. Dois joelhos flexionados	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
5. Um joelho flexionado	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
6. Ajoelhado	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
7. Caminhando	1	1	1	1	1	1	1	1	2	2
% do tempo de trabalho	0	20	40	60	80	100				
PESCOÇO										
1. Na posição normal (livre)	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2. Flexão para frente	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
3. Flexão para os lados	1	1	2	2	2	3	3	3	3	3
4. Flexão para trás	1	2	2	3	3	3	3	4	4	4
5. Torção	1	1	1	2	2	2	2	2	3	3

O OWAS busca identificar posturas prejudiciais, de acordo com as posições das regiões corporais e as forças exercidas durante a realização das tarefas/atividades. Posturas simétricas e balanceadas são as únicas que, em geral, são aceitáveis. Quando o trabalho envolve tarefas como empurrar, puxar ou movimentar cargas, recomendam-se mudanças quando o trabalhador torce seu tronco ou se as estruturas corporais se encontram assimetricamente sobrecarregadas. Os resultados podem ser apresentados por diagramas, apresentando as indicações numa escala que vai desde “não prejudicial” (categoria 1) a “muito prejudicial” (categoria 4).

Versão
computadori-
zada do
OWAS

Nos últimos anos, várias versões computadorizadas do método OWAS têm sido utilizadas por pesquisadores (Kant *et al.*, 1992; Kivi e Matilla, 1991; Pintzke, 1992). Uma dessas versões foi desenvolvida por Mattila *et al.* (1993) em versão MS-DOS e em versão para Windows conhecido comercialmente como *WinOWAS*® (1996) (Figura 14).

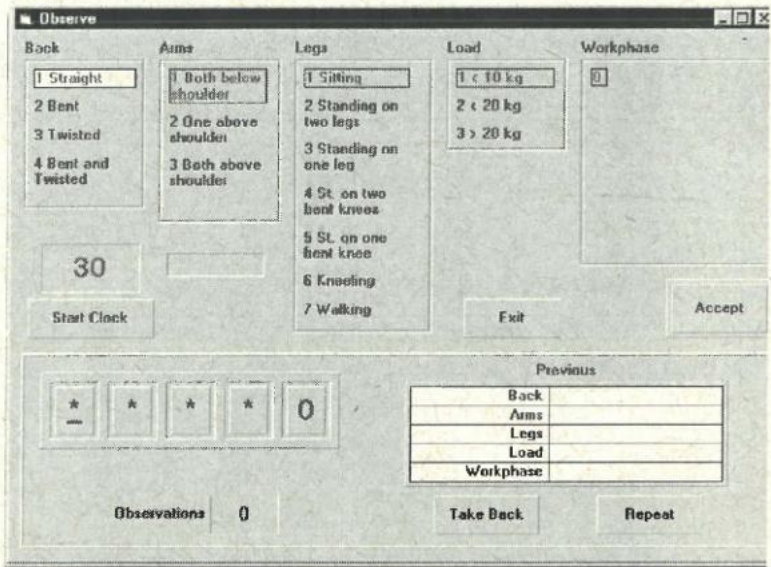


Figura 14
principal interface
para a coleta de
posturas pelo
WinOWAS[®]
(1996)

O método OWAS tem sido usado em estudos de ergonomia e de epidemiologia (Li e Buckle, 1999) tal como o levantamento de constrangimentos ergonômicos no trabalho (Karhu *et al.*, 1981), identificação de tarefas/atividades que causem fadiga física em decorrência da manutenção de postura incorretas no trabalho (Kant *et al.*, 1992; Scott e Lambe, 1996), caracterização de exposição a fatores de risco em estudos epidemiológicos e avaliação de testes de projeção ergonômica (Kivi e Mattila, 1991). O OWAS é uma técnica útil quando se quer obter um quadro geral (mapeamento) das posturas adotadas e sua frequência, em diferentes tipos de tarefas/atividades, além de recomendar ações ergonômicas.

Método RULA

McAtamney
e Corlett
(1993)

McAtamney e Corlett (1993) adaptaram o método OWAS (acrescentando outras variáveis como: força, repetição e amplitude de movimento articular) e desenvolveram um método denominado RULA - (Rapid Upper Limb Assessment) para avaliação rápida de DORTs (principalmente em membros superiores) e permitir uma intervenção ergonômica que venha a minimizar os problemas encontrados. Estavam preocupados em desenvolver um método para mostrar aos trabalhadores o real risco de adquirir lesões por esforços no trabalho; em identificar o esforço muscular que está associado à postura de trabalho; força exercida; atividade estática ou repetitiva, e como podem contribuir para a fadiga muscular. Além disso, os autores estavam interessados em identificar os fatores físicos, epidemiológicos, mentais, ambientais e organizacionais que poderiam ser incorporados em uma avaliação

ergonômica. Segundo os autores, o método é especialmente indicado para ser aplicado em operadores de máquinas industriais, técnicos que realizam inspeção, pessoas que trabalham com corte de peças, embulhadores etc. e, também, para avaliação de posturas, forças necessárias e atividade muscular de operadores de terminais de vídeo.

O método usa diagramas de posturas do corpo e três tabelas (em anexo e disponível em <http://ergo.human.cornell.edu/ahRULA.html>) que avaliam o risco de exposição a fatores de risco, entre eles:

- número de movimentos/repetitividade;
- postura estática;
- força;
- postura de trabalho determinada por equipamentos e mobiliários;
- tempo de trabalho e pausa.

Além destes, outros fatores que variam de pessoa para pessoa, e/ou com a organização do trabalho tais como:

- posturas viciosas;
- atividade muscular estática desnecessária;
- velocidade e precisão de movimentos;
- frequência e duração das pausas feitas pelo operador.

Existem outros fatores, conforme Couto (1998), que também estão associados ao risco de lesões dos membros superiores, entre eles: fatores individuais (como sexo ou idade), fatores ambientais do posto de trabalho (vibração, frio) e variáveis psicológicas (perfil psicológico, tensão no trabalho, desprazer), traumatismos anteriores e atividades anteriores.

como usar o
RULA

Antes de tudo, é necessário uma observação detalhada do trabalho realizado. O operador deve ser observado durante vários ciclos de trabalho e as principais posturas e sobrecargas devem ser selecionadas. A documentação em vídeo auxilia, em muito, a análise pois permite uma identificação mais precisa (já que permite congelamento de imagem, análise de tempos e movimentos etc.) dos movimentos e posturas mais importantes a serem considerados.

O método considera três estágios: o primeiro é de identificação da postura de trabalho, o segundo, a aplicação de um sistema de escore e o terceiro é a aplicação de uma escala de níveis de ação.

A título de simplificar a identificação das posturas adotadas no trabalho, o corpo foi dividido em dois grupos, A e B. O grupo A inclui os braços, antebraços, e punhos. O grupo B inclui o pescoço, tronco e pernas. Cada parte do corpo é dividida em seções e recebe um número de 1 a 7, 1 se o risco de lesão for o menor possível, crescendo até 7 quando o risco é maior. Para permitir a fácil identificação da escala de posturas no diagrama, cada segmento do corpo está apresentado no plano sagital. Se a postura não pode ser representada nestes diagramas, por exemplo, quando ocorre abdução, o nível de risco deve ser avaliado com base em outros métodos.

**estágio 1:
identificação
da postura
de trabalho**

A primeira parte a ser preenchida na planilha do RULA (na *Figura 15* e em <http://ergo.human.cornell.edu/ahRULA.html>) mostra o diagrama de níveis de postura dos segmentos corporais do grupo A, braços, antebraços e punhos, e os níveis são:

- 1 para 20° de extensão até 20° de flexão;
- 2 para extensão maior que 20° ou entre 20° e 45° de flexão;
- 3 entre 45° a 90° de flexão;
- 4 mais de 90° de flexão.

Se o ombro está elevado, deve-se adicionar 1 ao de escore da postura. Se o antebraço está em abdução deve-se adicionar 1. Se o operador está apoiado ou os braços estão apoiados, o escore de postura deve se reduzir 1.

Os escores para os antebraços são:

- 1 para 60° a 100° de flexão;
- 2 para menor que 60° ou maior que 100° de flexão.

Se os antebraços trabalham cruzados à meia linha (vista superior) do corpo ou para o lado deve-se somar 1 ao escore.

Os escores para o punho são:

- 1 para a postura neutra;
- 2 para 0° a 15° de extensão ou flexão;
- 3 para 15° ou mais de extensão ou flexão.

Se o punho estiver em desvio radial ou ulnar deve-se somar 1 ao escore.

Para pronação ou supinação do punho:

- 1 quando o punho está na posição intermediária;
- 2 quando o punho está próximo do fim de curso.

Lueder (1996) propõe escores ao RULA específicos para usuários de computador, onde adiciona-se: 1 quando o punho está em posição neutra em relação ao teclado do computador; 2 quando o punho está em movimento de extensão num ângulo $< +15^\circ$; 3 se estiver em movimento de extensão num ângulo $> 15^\circ$; 2 se estiver em movimento de flexão num ângulo $< -15^\circ$ e 3 se estiver em movimento de flexão num ângulo $> -15^\circ$ em relação ao teclado do computador. Lueder (1996) propõe, ainda, a adição de 1 ponto nos casos onde o teclado está instável ou oscilando ou posicionado numa plataforma irregular.

A segunda parte da planilha RULA a ser preenchida mostra o diagrama de níveis de postura das partes do corpo do grupo B, pescoço, tronco e pernas.

Os escores para o pescoço são:

- 1 para 0° a 10° de flexão;
- 2 para 10° a 20° de flexão;
- 3 para 20° ou mais;
- 4 para extensão.

Se o pescoço estiver girado (olhando para o lado) deve-se somar 1 ao escore. Se estiver curvado para o lado, deve-se somar 1 ao escore.

Os escores para o tronco são:

- 1 para 90° ou mais entre tronco, quando sentado e bem apoiado;
- 2 para 0° a 20° de flexão;
- 3 para 0° a 60° de flexão;
- 4 para 60° ou mais de flexão.

Se tronco estiver em rotação, acrescentar 1 ao escore. Se estiver inclinado para o lado, acrescentar 1.

Os escores para as pernas são:

- 1 se as pernas e pés estão bem apoiados quando sentado e o peso está bem distribuído;

- 1 se o peso do corpo está bem distribuído sobre ambos os pés e com possibilidade de mudar de posição;
- 2 se as pernas e pés não estão apoiados ou se o peso está mal distribuído.

estágio 2: Usando a Tabela A da planilha para determinar os escores do grupo A e a Tabela B para determinar os escores do grupo B, preenche-se as colunas de escores em torno das tabelas, no centro da planilha.

escores para uso dos músculos e força Este escore foi desenvolvido para incluir no estudo, sobrecargas adicionais no corpo causadas por trabalho excessivamente estático, movimentos repetidos, necessidade de força ou outras sobrecargas externas durante o trabalho. Aos escores A e B devem ser adicionados os escores para uso dos músculos e escores de força com base nos passos 6, 7, 13 e 14 da planilha:

Assim, para os escores totais A e B:

Escore para atividade muscular:

- 1 é postura predominantemente estática por mais de 1 min;
- 1 é postura que se repete (ciclo) por mais de 4 vezes por min.

Obs.: uma elimina a outra.

Escore de força:

- 0 é não existe resistência, ou carga de 2kgf ou menos, e intermitente;
- 1 é 2 a 10kgf intermitente;
- 2 é 2 a 10kgf, estática ou repetitiva (4x/min);
- 3 é 10kgf ou mais, estático ou repetitivo;
- 3 é choque ou força aplicada com rapidez.

Escore A + uso dos músculos e escore de força para o grupo A = Escore total A.

Escore B + uso dos músculos e escore de força para o grupo B = Escore total B.

Neste estágio, os escores totais A e B são transformados, com a utilização da Tabela C, no escore final que mostra a magnitude das providências a serem tomadas e a prioridade para subseqüentes investigações. O escore final varia de 1 a 7.

Escore final:

- 1 ou 2 a postura de trabalho teria um escore igual ou menor que 2 para ambas as partes do corpo, A e B, e os escores para músculos e força seriam 0. Esta postura é considerada aceitável se não for mantida ou repetida por longos períodos;
- 3 ou 4 seria dado para posturas de trabalho que estão fora da zona aceitável de movimentos determinada na literatura e também aquelas que estão dentro da zona de movimento mas que apresentam atividades repetitivas, carregamento estático ou necessidade de uso de força;
- 5 ou 6 a postura de trabalho está fora da zona de movimentos, o operador executa movimentos repetitivos e/ou atividade muscular estática e necessita do uso de força;
- 7 a postura de trabalho ocorre próxima ou no fim de curso, com movimentos onde a repetitividade e a força são necessários.

estágio 3:
desenvolvimento do
escore final e
lista de
ações

Com base no escore final obtido são estabelecidos os níveis das ações a serem tomadas:

Escore 1 ou 2: a postura de trabalho teria um escore igual ou menor que 2 para ambas as partes do corpo, A e B, e os escores para músculos e força seriam 0. Esta postura é considerada aceitável se não for mantida ou repetida por longos períodos. **Não há necessidade de intervenção** (nível de ação 1);

Escore 3 ou 4: dado para posturas de trabalho que estão fora da zona aceitável de movimentos determinada na literatura e também aquelas que estão dentro da zona de movimento mas que apresentam atividades repetitivas, carregamento estático ou necessidade de uso de força. Escore 3 ou 4 exige nível de ação 2 ou seja, investigações são necessárias e **alterações** devem ser feitas;

Escore 5 ou 6: a postura de trabalho está fora da zona de movimentos, o operador executa movimentos repetitivos e/ou atividade muscular estática e necessita do uso de força. Escore 5 ou 6 exige nível de ação 3: investigações são necessárias e **alterações** devem ser feitas **em breve**;

Escore 7: a postura de trabalho ocorre próxima ou no fim de curso, com movimentos onde a repetitividade e a força são necessárias. Escore 7 exige nível de ação 4: investigações são necessárias e **alterações** devem ser feitas **imediatamente**.

REBA (Rapid Entire Body Assessment) (Hignnett e McAtamney, 2000)

O REBA é uma ferramenta de análise de posturas de corpo inteiro desenvolvida para avaliar posturas de trabalho imprevisíveis. Os objetivos da técnica REBA são:

- Desenvolver um sistema de análise da postura sensível aos fatores de risco musculoesqueléticos para inúmeras tarefas/atividades;
- dividir o corpo em segmentos para se ter uma codificação específica, com referência aos planos de movimentos;
- fornecer um sistema de pontuação (escores) para atividades musculares causadas por posturas instáveis ou mudanças rápidas de postura, posturas estáticas e dinâmicas;
- mostrar que o movimento de pega é um fator relevante para o manejo de materiais (cargas), porém que este nem sempre corre pela ação das mãos;
- apresentar categorias de ação com recomendações de urgência;
- ter a facilidade de coletar dados com recursos mínimos – por meio de lápis e papel. Os códigos para o registro das posturas, pelos segmentos (regiões) corporais, foram definidos pela análise de tarefas simples onde se levou em conta as variações de cargas (materiais manuseados), altura e distância dos movimentos requeridos nas tarefas. Os dados foram coletados usando-se várias técnicas como o NIOSH (Waters *et al.*, 1993), *Rated Perceived Exertion* (Borg, 1985), OWAS e Levantamento de desconforto corporal percebido (Corlett e Bishop, 1976). As análises serviram para estabelecer as faixas (ranges) de regiões corporais como nos diagramas do grupo A e B (*Figura 15*), baseado no diagrama do RULA (McAtamney e Corlett, 1993).

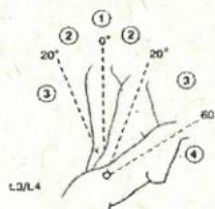
Três ergonomistas/fisioterapeutas codificaram, individualmente, as combinações de 144 posturas e as enquadraram nos conceitos de sensibilidade para o manuseio de materiais (cargas), escores de atividades e pegas (*coupling*) para produzir o escore final do REBA (1 – 15), e associações às categorias de risco e ação. O próximo passo foi a realização de 2 *workshops*, com a participação de uma equipe de 14 profissionais composta por terapeutas ocupacionais, fisioterapeutas, enfermeiras e ergonomistas, com o objetivo de reunir e codificar dados de mais de 600 exemplos de posturas adotadas em tarefas/atividades realizadas em setores hospitalares, de fabricação e de eletricidade. Os resultados destes *workshops* foram usados para o desenvolvimento do REBA e para iniciar uma análise de confiabilidade inter-observador para a codificação das regiões corporais.

A codificação das regiões corporais foi definida por diagramas representativos associados a tabelas de escores, divididos em grupos. Os diagramas do grupo A (ver *Figura 16*) são compostos por um total de 60 combinações de posturas entre o tronco, pescoço e pernas, resultando num total de 9 possíveis escores encontrados na tabela A (ver *Tabela 4*) que serão somados ao escore de “carga/força” (ver *Tabela 1*). Os diagramas do grupo B (ver *Figura 16*) são compostos por um total de 36 combinações de posturas entre os braços, antebraços e punhos, resultando num total de 9 possíveis escores encontrados na tabela B (ver *Tabela 5*) que serão somados ao escore de “pegas (*coupling*)” (ver *Tabela 5*). Os escores A e B são encontrados pelo cruzamento das pontuações das posturas específicas observadas nas tabelas A e B. Os resultados dos escores das tabelas A e B são cruzados na tabela C (a qual apresenta um total de 144 possíveis combinações) (ver *Tabela 6*). O escore C é somado a um escore associado às atividades específicas do observado, que apresenta 3 tipos de atividades: 1 ou mais regiões corporais se encontram em trabalho estático; pequenas faixas (*range*) de ações repetitivas; ações que causam muitas mudanças rápidas nas posturas (ver *Tabela 6*). O escore final do REBA é associado a tabela de escores para as categorias de ações (ver *Tabela 7*), o qual indicará qual o nível do risco para lesões musculoesqueléticas e o nível de ação que deverá ser tomado para suprir esta demanda. Um “passo a passo” do processo de obtenção do escore final do REBA é apresentado na *Figura 17*.

Durante o segundo *workshop* houve uma modificação na categoria dos braços: introduziu-se o escore referente à atuação da gravidade (-1) para a flexão dos braços com a flexão do tronco. A confiabilidade inter-observador de 14 participantes para a definição da codificação das posturas apresentou-se entre 62 e 85% de consistência (omitindo-se a categoria dos braços).

Apesar da ferramenta REBA encontrar-se em fase preliminar de desenvolvimento, seus testes já apresentam resultados promissores como uma ferramenta útil para a análise de posturas. A ferramenta ainda requer validações posteriores pelo seu uso em paralelo com outras ferramentas (OWAS, NIOSH, *Posture Targeting*, modelagens biomecânicas) ou por medições empíricas em laboratório (Hignett e McAtamney, 2000).

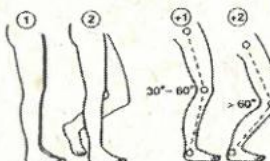
TRONCO		
POSTURA	ESCORE	ESCORE ADICIONAL
Ereto	1	+1 se o tronco estiver em movimento de torção ou flexão lateral
Flexão de 0° - 20°	2	
Extensão de 0° - 20°	3	
Flexão de 20° - 60°	4	
Extensão acima de 20°		
Flexão acima de 60°		



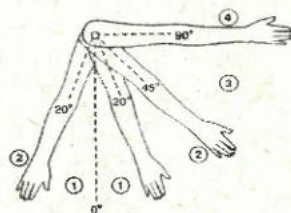
PESCOÇO		
POSTURA	ESCORE	ESCORE ADICIONAL
Flexão de 0° - 20°	1	+1 se o pescoço estiver em movimento de torção ou flexão lateral
Flexão ou em extensão acima de 20°	2	



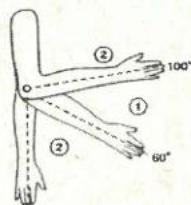
PERNAS		
POSTURA	ESCORE	ESCORE ADICIONAL
Peso distribuído nas duas pernas (bilateral), caminhando ou sentado	1	+1 Se a flexão dos joelhos estiver entre 30° e 60°. +2 Se a flexão entre os joelhos estiver acima de 60° (Não vale para a postura sentado)
Peso distribuído em uma das duas pernas (unilateral) ou postura instável	2	



BRACOS		
POSTURA	ESCORE	ESCORE ADICIONAL
Flexão de 20° ou Extensão de 20°	1	+1 se o braço estiver em: • abdução • rotação
Flexão entre 20° e 45° ou extensão acima de 20°	2	
Flexão entre 45° e 90°	3	+1 se o ombro estiver elevado para o braço ou se a postura tem algum suporte da gravidade
Flexão acima de 90°	4	



ANTEBRACOS		
POSTURA	ESCORE	
Flexão entre 60° a 100°	1	
Flexão abaixo de 60° ou flexão acima de 100°	2	



PUNHOS		
POSTURA	ESCORE	ESCORE ADICIONAL
Flexão/extensão entre 0° a 15°	1	+1 Se o punho estiver em movimento de desvio (ulnar e radial) ou giro (prono e supinação)
Flexão/extensão acima de 15°	2	

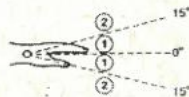


Figura 16 Escore do REBA

Tabela 4
Escores possíveis para as combinações entre as posturas de tronco, pescoço e pernas (Higgnett e McAtamney, 2000)

TABELA A													
Tronco		Pescoço											
		1				2				3			
Pernas	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	
	1	1	2	3	4	1	2	3	4	3	3	5	6
2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7	
3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8	
4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9	
5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9	

CARGA/FORÇA			
0	1	2	+1
Abaixo de 5Kg	Entre 5 e 10Kg	Acima de 10Kg	Aumento rápido de força (pico)

Tabela 5 Escores possíveis para as combinações entre as posturas de braços, antebraços e punhos (Higgnett e McAtamney, 2000)

TABELA B							
Braço		Antebraço					
		1			2		
	Punho	1	2	3	1	2	3
1		1	2	2	1	2	3
2		1	2	3	2	3	4
3		3	4	5	4	5	5
4		4	5	5	5	6	7
5		6	7	8	7	8	8
6		7	8	8	8	9	9

PEGA			
0	1	2	3
Bom	Médio	Fraco	Inaceitável
Manejo adequado, sem exceder o ângulo do movimento, pega de força	Manejo aceitável mas não ideal ou a pega é aceitável, mesmo com a ajuda de outra parte do corpo	Manejo não aceitável embora possível	Desajeitado, pega insegura, sem as mãos A pega é inaceitável quando se usa outra parte do corpo para executar o movimento

Tabela 6
Combinações possíveis entre os escores A e B para determinação do escore C

TABELA C													
ESCORE A		ESCORE B											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
1	1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	7	8
3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8	8
4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9	9
6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10	10
7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11	11
8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11	11
9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12	12
10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12
11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12	12
12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12

ESCORE DA TAREFA/ATIVIDADE
+1 Quando uma ou mais regiões corporais estão estáticas por mais de 1 minuto
+1 Quando são realizadas pequenas ações repetidamente, por mais de 4 vezes por minuto (não se inclui a tarefa "caminhando")
+1 Em ações que causam mudanças rápidas nas posturas ou quando se está numa base instável

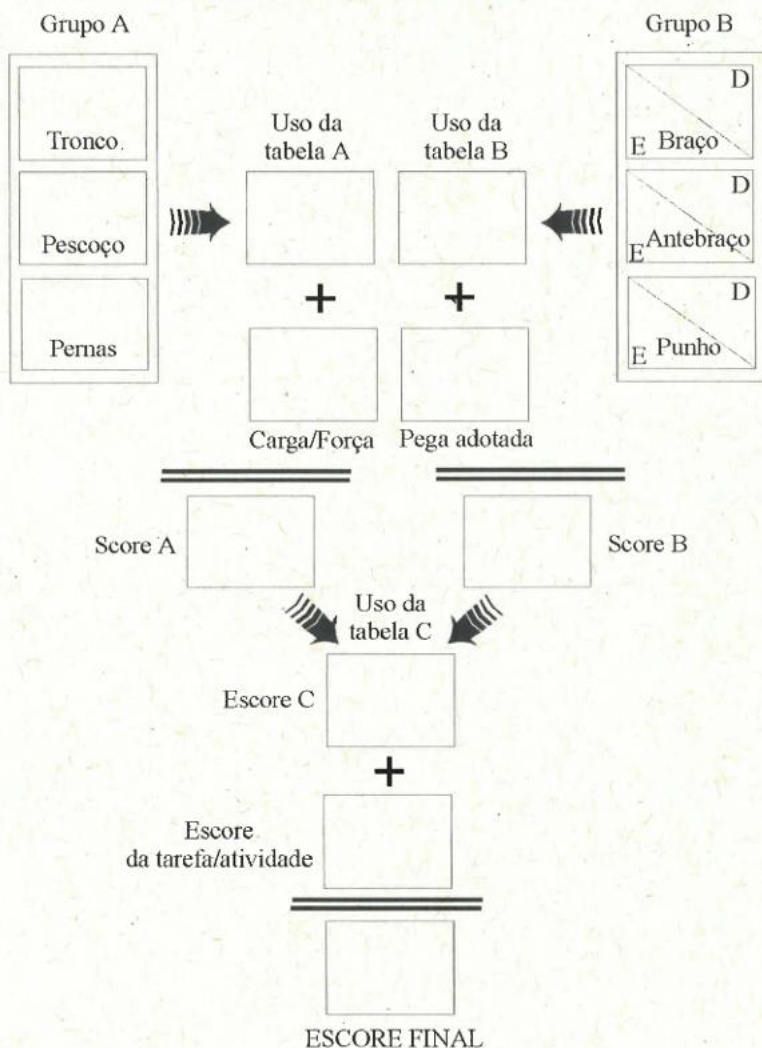


Figura 17 Folha de escore do REBA

Tabela 7
Determinação das categorias de ações a partir do escore final do REBA

CATEGORIAS DE AÇÕES - REBAS			
Nível de ação	Escore REBA	Nível de risco	Ações (incluindo análises adicionais)
0	1	Nenhum	Não é necessário
1	2 a 3	Baixo	Pode ser necessário
2	4 a 7	Médio	É necessário
3	8 a 10	Elevado	É necessário logo
4	11 a 15	Muito elevado	É urgente

**HAMA (Hand
Arm
Movement
Analysis)**

O HAMA foi desenvolvido para avaliar o custo postural das mãos e braços em tarefas/atividades que requerem o uso de membros superiores (Christmansson, 1994). Este método é constituído de 5 tópicos relacionadas a fatores de risco que podem influenciar no custo postural do trabalho, tais como: o tipo de trabalho (estático ou dinâmico), tipo de pegas (pinças) adotadas para a realização da tarefa/atividade, posição dos membros superiores, a carga externa requerida no trabalho e o exercício percebido. Os tópicos são, ainda, subdivididos em 7 subcategorias as quais descrevem diferentes tipos de movimentos, por exemplo: pegas (pinças), posição das mãos e características da carga externa. A informação sobre as posturas relacionadas aos braços/mãos é obtida pela filmagem do trabalhador em situação real de trabalho e a informação sobre a força exercida é descrita pelo observador e discutida com o observado (trabalhador). A vantagem deste método é que os dados coletados são interligados com as tarefas/atividades específicas do trabalho analisado, assim a informação sobre a inter-relação entre as posturas adotadas, as tarefas/atividades requeridas e o *design* do espaço de trabalho pode ser obtida. A desvantagem é que no HAMA não há dados referenciais disponíveis para a descrição dos níveis de exposição ou descrição da tensão nas outras regiões corporais além dos membros superiores.

ARBAN

O ARBAN é um método desenvolvido por Holzmann (1982) para análises ergonômicas do trabalho, incluindo situações de trabalho que envolvam posturas e movimentação manual de materiais. O método consiste em 4 passos: 1) registro em vídeo ou foto do trabalhador realizando suas tarefas/atividades; 2) realizar uma codificação das posturas assumidas e a situação da movimentação manual de materiais, especialmente em trabalho estático; 3) análise dos dados em *software* e 4) avaliação dos resultados. O *software* estima o esforço, tensão muscular e vibração causados pela manutenção das posturas, baseado em regras heurísticas de acordo com ações específicas do relativo estresse, assim como para diferentes partes do corpo. Os resultados são apresentados como curvas de tempo/estresse ergonômico, com as situações de cargas pesadas ocorrendo no pico da curva.

**Rodgers
(1992)***Tabela 8* Nível de esforço por segmento corporal pelo método de Rodgers (1992)

SEGMENTO CORPÓREO	Nível de esforço 1 = Leve 2 = Moderado 3 = Pesado.	TEMPO DE ESFORÇO 1 = 0 A 1s 2 = Moderado 3 = > 5s	ESFORÇOS/MINUTO 1 = 0 A 1 2 = 1 A 5 3 = > 5	PRIORIDADE 8 = muito alta 7 = moderada 6 = moderada <6 = baixa
Coluna Cervical				
Coluna Dorsal				
Ombros				
Cotovelos				
Punho, mãos e dedos				
Pernas, joelhos e pés				

O instrumento de Rodgers (1992) baseia-se na análise do nível de esforço do(s) segmento(s) corporal(is), da duração (tempo) e frequência deste esforço.

Como mostrado na *Tabela 8*, o nível do posto de trabalho é classificado pela seguinte tabela: esforço (1) leve, quando menos que 30% dos músculos trabalham; (2) moderado, quando de 30 a 70% dos músculos estão envolvidos ou (3) pesado quando mais de 70% dos músculos estão envolvidos. Melhores explicações estão na *Tabela 9*.

Categoria de Tempo de Esforço Contínuo

É o período de tempo em que uma parte do corpo permanece ativa antes de descansar, não correspondendo à quantidade de unidades que são recrutadas ou quantas tarefas são concluídas; mede-se o tempo total de esforço. Por exemplo, se uma operadora se inclina sobre o posto de trabalho, mede-se o período de tempo em que permanece nesta posição; se a operadora se inclinar em diferentes tarefas e permanecer inclinada por diferentes períodos de tempo, usa-se o tempo médio que o dorso permanece inclinado.

Esforço por minuto

É auto-explicativo.

Segmento corporal	Baixo (0-30%)	Moderado (30 a 70%)	Pesado (70 a 100%)
Tronco (Coluna Dorsal)	<ul style="list-style-type: none"> - Inclina ligeiramente para o lado; - Flexiona ligeiramente o tronco. 	<ul style="list-style-type: none"> - Flexiona para frente sem carga; - Levanta carga de peso moderado próximo ao corpo; - Trabalho próximo ao nível da cabeça. 	<ul style="list-style-type: none"> - Levantando ou aplicando força com rotação; - Grande força com flexão de tronco.
Cabeça (Coluna Cervical)	<ul style="list-style-type: none"> - A cabeça gira parcialmente; - A cabeça está ligeiramente inclinada à frente. 	<ul style="list-style-type: none"> - A cabeça gira totalmente para o lado; - A cabeça está totalmente para trás; - A cabeça está para frente aproximadamente 20°. 	<ul style="list-style-type: none"> - Igual ao mercado porém com aplicação de força; - A cabeça está flexionada acima de 20°.
Ombros	<ul style="list-style-type: none"> - Ombros ligeiramente abduzidos; - Ombros estendidos com algum suporte. 	<ul style="list-style-type: none"> - Ombros abduzidos sem suporte; - Ombros flexionados (nível da cabeça). 	<ul style="list-style-type: none"> - Aplica força ou sustenta peso com os braços separados do corpo ou no nível da cabeça.
Cotovelos	<ul style="list-style-type: none"> - Cotovelos ligeiramente afastados do corpo, sem carga próxima ao corpo (<1kg). 	<ul style="list-style-type: none"> - Rotação do antebraço exigindo força a moderada (força entre 1 e 2kg). 	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicação de grande força com rotação; - Levantamento de carga com os cotovelos estendidos (F<2kg).
Mãos, punhos e dedos	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicação de pequena força com objetos próximos do corpo; - Punho reto com aplicação de pequena força de preensão (<1kg). 	<ul style="list-style-type: none"> - Área de preensão muito longa ou muito estreita; - Ângulo moderado do punho, ou muito estreito; - Ângulo moderado do punho especialmente em flexão; - Uso de luvas com força moderada (1kg<F<2kg). 	<ul style="list-style-type: none"> - Aplica força ou sustenta peso(s) com os braços separados do corpo ou no nível da cabeça.
Pernas, pés e dedos dos pés	<ul style="list-style-type: none"> - Parado na vertical; - Caminhando; - Peso do corpo sobre os dois pés. 	<ul style="list-style-type: none"> - Flexão do tronco para frente; - Inclinar-se sobre a mesa de trabalho; - Peso do corpo sobre um dos pés; - Girar o corpo sem exercer força. 	<ul style="list-style-type: none"> - Exercendo grande força para levantamento de algum objeto; - Agacha-se exercendo força.

Método Malchaire	Malchaire (1998) desenvolveu este método para poder avaliar a exposição dos trabalhadores aos fatores de risco relacionados ao sistema musculoesquelético. O método está baseado numa classificação pela observação sistemática das posturas de trabalho e dos níveis de esforço. As análises podem ser efetuadas de acordo com quatro fases:
diagnóstico inicial	É realizado pelos trabalhadores e pelos seus superiores imediatos. Consiste em identificar simples e rapidamente se a atividade requer forças importantes, posições incômodas e/ou movimentos repetitivos.
observação	Nesta etapa se aprofunda a fonte do risco por meio de um exame mais minucioso das condições de trabalho. Um <i>check-list</i> é elaborado a partir de diversas proposições publicadas na literatura. Este questionário é elaborado principalmente pelas pessoas da empresa, e não por especialistas de ergonomia, porém com um bom conhecimento das condições de trabalho suscetíveis de apontar idéias para a melhora imediata das condições de trabalho.
análise	Esta etapa só se realiza se as duas etapas anteriores não relataram o problema. Desta forma, as posturas, os níveis de esforço e a repetitividade de movimentos são avaliados de maneira mais precisa com base na observação direta ou por câmeras de vídeo. Aqui se trata de uma análise mais acurada e semiquantitativa dos problemas biomecânicos. A aplicação deste método requer conhecimentos peculiares da ergonomia.
especialista	Consiste em quantificar os fatores de risco, principalmente com a ajuda de: Goniômetros, que permitam a leitura contínua das angulações e dos segmentos corporais, das velocidades dos movimentos e da quantificação da repetitividade dos movimentos; EMF (Eletromiografia) de superfície, que permite avaliar indiretamente e com boa precisão a atividade muscular em análise. A Tabela 9 apresenta as quatro etapas de complexidade crescente para o estudo das situações de trabalho e a prevenção dos riscos musculoesqueléticos dos membros superiores e do pescoço.

Tabela 10 Quatro etapas do método Malchaire

	Etapa 1 Diagnóstico inicial	Etapa 2 Observação	Etapa 3 Análise	Etapa 4 Especialista
Quando?	Visita à Empresa	Situações "Diagnosticadas"	Caso mais Complexo	
Como?	3 perguntas	23 perguntas para cada região do membro superior	Vídeo análise detalhada de cada região	Medições dos ângulos, forças, velocidades... repetitividade
Custo	Muito baixo	Baixo	Médio	
Tempo	10 min.	3 horas	3 dias	
Por quem?	Analistas Trabalhadores Chefes	Analistas Trabalhadores Chefes	Analistas Trabalhadores Chefes - Especialistas	Analistas Trabalhadores Chefes + Especialistas + Ergonomistas
Conhecimento de Ergonomia	Pouco	Médio	Elevado	Especializado

1ª etapa:
diagnóstico
precoce
checklist

Nº	PERGUNTAS	SIM	COMENTÁRIOS
1	Têm ocorrido acidentes ou lesões: na nuca, ombros, cotovelos, punhos e mãos?	()
2	Os trabalhadores têm se queixado de dores nestas regiões corporais?	()
3	O trabalho exige muitos movimentos repetitivos?	()
4	Existem posturas incômodas? Rotações, elevações dos braços, flexão/extensão dos punhos e mãos?	()
5	O trabalho é muito rápido?	()
6	Os mesmos gestos e ações se repetem muito?	()
7	O trabalho exige grandes esforços com os braços e as mãos?	()
8	O trabalho manual é pesado (Pressão, agarras, golpes e pegas)?	()

2ª etapa da
observação
(Malchaire,
1998)

- 0 = nunca
1 = às vezes
2 = freqüentes (> 1/3 do tempo)
3 = sempre

ZONA (S) CORPORAL (IS) DE MAIOR RISCO: _____

N = Nuca

H = Ombro

C = Cotovelo

M/M = Mão e punho

**MÉTODOS
QUANTITA-
TIVOS**
**Moore e
Garg (1995)**

O instrumento de Moore e Garg (1995) é um aprimoramento do método de Rodgers (1992). Sugere a avaliação de 6 fatores, dividindo-a em hemisfério direito e esquerdo. Os fatores são multiplicados entre si, obtendo-se um número classificado da seguinte forma: < 3,0 (*baixo risco*); 3,0-7,0 (*risco duvidoso, questionável*); > 7,0 (*alto risco*).

A análise deve ser feita com base em vídeos. O método se propõe a avaliar todos os segmentos dos membros superiores, no entanto, apenas observam-se critérios para a avaliação da postura das mãos.

Tabela 11
Instrumento
quantitativo de
Moore e Garg
(1995)

FATOR	CLASSIFICAÇÃO	CARACTERIZAÇÃO	MULTIPLICADOR	MSE	MSD
Intensidade do esforço	Leve	Tranquilo;	1		
	Algo de pesado	Percebe algum esforço;	3		
	Pesado	Esforço nítido; sem mudança da expressão facial;	6		
	Muito pesado	Esforço nítido, que provoca a mudança da expressão facial;	9		
	Próximo ao máximo	Usa tronco e membros;	13		
Duração do esforço	< 10%		0,5		
	10 - 29%		1,0		
	30 - 49%		1,5		
	50 - 79%		2,0		
	> = 80%		3,0		
Frequência Esforço/min	< 4		0,5		
	4 - 8		1,0		
	9 - 14		1,5		
	15 - 19		2,0		
	> = 20		3,0		
Postura da mão e do punho	Muito boa	Neutro	1,0		
	Boa	Próximo do neutro	1,0		
	Razoável	Não neutro	1,5		
	Ruim	Desvio nítido	2,0		
	Muito ruim	Desvio próximo ao extremo	3,0		
Ritmo de trabalho	Muito lento	= < 80%	1,0		
	Lento	81 - 90%	1,0		
	Razoável	91 - 100%	1,0		
	Rápido	101 - 115%; apertado, mas ainda conseguindo acompanhar	1,5		
	Muito rápido	> 115%, apertado, e não consegue acompanhar	2,0		
Duração na jornada (número de horas/dia)	< 1 hora		0,25		
	1 - 2		0,50		
	2 - 4		0,75		
	4 - 8		1,00		
	> 8		1,50		
TOTAL					

International Ergonomics Association (IEA) (Colombini et al., 1999)

O método em desenvolvimento pelo grupo técnico das *Musculoskeletal Disorders da International Ergonomics Association (IEA)* sob a direção do prof. Antonio Grieco, do *Instituto de Medicina del Lavoro*, de Milão, objetiva estabelecer um critério quantitativo de movimentos permitidos por minuto. Toma como base a fórmula desenvolvida pelo NIOSH (*National Institute for Occupational Safety and Health*) para levantamento de peso e procura o cálculo do Limite de Ações Técnicas Recomendadas por minuto e o índice de Exposição dos Membros Superiores em diversas situações de trabalho.

Posto de Trabalho:

Tempo de Ciclo:

Número de Ações Técnicas por minuto:

1º Cálculo do LATERE (Limite de Ações Técnicas Recomendadas)

$$\text{LATERE} = [30 \times (\text{FF} \times \text{FP} \times \text{FC}) \times \text{D}] \times \text{FPR}$$

Onde: Para cada item coloca-se uma escala de 0 (pior situação inadequada) a 1 (situação adequada)

LATERE = Limite de Ações Técnicas Recomendadas (em ações técnicas por minuto);

FF = Fator Força exercida pelas mãos e pelos membros superiores na realização da tarefa;

FP = Fator Postura dos membros superiores, inclui tanto os aspectos de postura do punho, como cotovelos e ombros;

FC = Fatores Complementares, inclui compressões mecânicas dos membros superiores, vibração, ritmo de trabalho e outros;

D = Duração da exposição ao longo do dia;

FPR = Fator Pausa de Recuperação

2º PASSO Cálculo do IEMS (Índice de Exposição dos Membros Superiores) ou OCRA/min

$$\text{IEMS ou OCRA / min} = \text{Número real de Ações Técnicas por min / LATERE}$$

INTERPRETAÇÃO

0 a 0,75	0,75 a 1,5	↑ 1,5
SEM RISCO	ZONA DUVIDOSA	ALTO RISCO

Resultado:

**Método
NIOSH para
levantamento
de peso**

Apesar da automatização, muitas atividades de levantamento e transporte de cargas ainda são necessárias. Para eliminar os problemas (dores nas costas, lesões etc.) que advêm deste trabalho é necessário criar condições favoráveis para sua realização, tomando-se como base os princípios da fisiologia e biomecânica.

Pesquisas sobre levantamento de peso concluíram que a carga máxima tolerável

- na posição agachada é 15kg;
- na posição dobrada é de 18kg;
- nas melhores condições é de 23kg considerando que:
 - a carga está elevada: a altura inicial da carga antes de ser transportada deve ser de cerca de 75cm, de forma que o operador não precisa curvar-se. Uma altura mínima de 40cm exige que o operador curve-se, mas ainda é mais favorável do que se a carga estiver no nível do solo, já que neste caso o operador deverá abaixar-se;
 - a carga está próxima ao corpo (distância horizontal entre a mão e o tornozelo de cerca de 25cm. O aumento da distância entre o peso suportado nas mãos e o corpo sobrecarrega as costas);
 - a carga deve ser provida de alças ou furos para encaixe dos dedos;
 - deve ser possível segurar o peso com as duas mãos;
 - não há necessidade de rotação lateral do corpo;
 - o deslocamento vertical entre a origem e o destino da carga é reduzido (não deve exceder 25cm);
 - a frequência de levantamento de carga não deve ser superior a um por minuto. É preferível que seja efetuado menos de uma vez a cada 5 minutos;
 - a duração da tarefa de levantamento não deve ser maior que uma hora e deve ser seguida de um período de descanso (ou tarefas mais leves) de 120% da duração da tarefa de levantamento.

No caso de transporte de carga, alguns cuidados devem ser tomados:

- avaliar sua real capacidade para levantar o peso;
- evitar carregar cargas com mais do que 1/3 do seu próprio peso corporal;
- antes de pegar um peso, enrijecer a coluna, de forma a manter os músculos em condições favoráveis para realização de esforço;
- ao pegar uma carga mais pesada, respirar fundo e prender a respiração (este aumento adicional de pressão no tórax diminui a pressão nos discos da coluna);

- cargas volumosas devem ser manuseadas em posição semifletida: pernas e tronco levemente dobrados;
- peças que possam ser pegadas com apenas uma mão no interior de caixas ou caçambas: apoiar um dos braços na borda da caçamba e levantar com a outra. Isto alivia a força de compressão nos discos intervertebrais;
- nunca carregar cargas na cabeça. Isto leva à degeneração dos discos da coluna cervical, com tendência de cervicobraquiálgia. Na região cervical os espaços intervertebrais são muito estreitos e o carregamento na cabeça pode reduzi-los ainda mais;
- sempre que possível, carregar a carga com os membros superiores estendidos junto do corpo, evitando dobrar o antebraço sobre o braço;
- prefira pegar um peso de cada lado do corpo, ao invés de um lado só. Quando se usa um lado só (um braço/mão) para levantar o peso, o corpo é submetido a uma tensão assimétrica. É o caso dos alunos carregando pastas ou os viajantes carregando uma mala. É preferível pegar e carregar duas caixas do que apenas uma de peso igual ao das duas em conjunto. Desta forma, se for possível, dividir a carga em duas partes equivalentes, carregando com alça uma de cada lado do corpo. Caso não seja possível, carregar a carga bem junto ao corpo, de preferência encostando na roupa de trabalho. Uma técnica é utilizar o cinto com “canga”, a fim de reduzir o peso que se está firmando;
- A dimensão vertical da carga deve ser limitada pois a pessoa, ao carregar um volume alto, tende a erguer os braços para evitar que o volume dificulte o movimento das pernas. Isso provoca fadiga adicional dos músculos dos braços, ombros e costas, além de dificultar a visão;
- Principalmente em transportes de móveis, é recomendável o uso de correias e cinturões. Os coletes abdominais são recomendados pois tem a função de impedir mecanicamente esforços feitos de forma incorreta;
- somente usar a técnica agachada quando a carga for compacta, e que caiba entre os joelhos. A manobra de passar uma carga pesada e volumosa na frente dos joelhos, na posição agachada, é extremamente perigosa para a coluna e para os joelhos;
- desobstruir o acesso à carga a ser levantada, de forma a evitar flexões e torções da coluna;
- certificar que as condições de piso são propícias, a fim de evitar tropeções e escorregões durante o transporte.

Uma maneira de facilitar o levantamento de cargas é por meio de carrinhos de transporte que permitam a tração. A postura correta para puxar ou empurrar é aquela que permite usar o peso do próprio corpo a favor do movimento. Para puxar, o corpo deve pender para trás e para empurrar, inclinar para a frente.

A distância horizontal entre o joelho mais afastado e as mãos deve ser 120cm, no mínimo. Para puxar um carrinho, por exemplo, deve existir um espaço sob o mesmo para que um dos pés fique na mesma posição vertical das mãos.

Equação de NIOSH

A equação de NIOSH (desenvolvida pelo National Institute for Occupational Safety and Health) pode ser utilizada para determinar a carga máxima em condições desfavoráveis. Esta equação considera seis variáveis: as distâncias horizontais (H) e verticais (V) entre a carga e o corpo, a rotação do tronco (A), o deslocamento vertical da carga (D), a frequência do levantamento (F), e a dificuldade de manuseio da carga (C). Os valores de F e C são obtidos em tabelas. Os valores de H, V, D e A a serem colocados na equação são obtidos por meio de medição in loco.

O valor de H é obtido medindo-se a distância horizontal da carga, contada a partir de um ponto médio entre os tornozelos até um ponto médio entre as mãos segurando a carga. O ideal é uma medida até 25cm, aproximadamente. Se H é 25cm ou menos, então $H=1$; se 65cm ou mais, então $H=0$ pois o aumento da distância entre o peso suportado nas mãos e o corpo sobrecarrega as costas.

O multiplicador V, relativo à distância vertical é obtido medindo-se a distância vertical desde o solo até o ponto médio das mãos enquanto levantam a carga. O valor de V cresce até a altura ideal de 75cm, pois esta é a posição mais conveniente para começar a levantar cargas. Se V exceder 178cm, então $V=0$.

O multiplicador da distância é calculado a partir do valor de D, a distância vertical a que a carga é levantada ou baixada. Deve-se medir a posição da carga tanto na origem (V1) quanto no destino (V2) da movimentação vertical. Então, $D = |V2 - V1|$, valor sempre positivo pois foi definido como o valor absoluto (módulo) da diferença entre as distâncias dos pontos de origem e destino da tarefa. Se D for < 25, então considera-se $D = 25$ e que torna o valor de V na equação igual a 1. Se D for > 178cm, então $V=0$.

O multiplicador assimétrico A é calculado com base no ângulo entre a linha do plano médio sagital e a linha que une o ponto médio entre os

tomozelos ao ponto médio entre as mãos projetado sobre o chão. Todos os valores de A, em graus, são considerados positivos, quer o operador esteja rotacionando para a esquerda ou para a direita. O valor máximo de A é 135° . No caso, improvável, de que um ângulo maior seja encontrado, então considera-se $A=0$. É importante ressaltar que esta avaliação só se aplica para o caso do operador segurar o objeto com as duas mãos.

O valor do multiplicador de frequência de movimentos F é derivado de tabela. É preciso fazer uma análise da duração da sessão de levantamento, a posição vertical (que é o valor de V1) e a taxa de frequência dos movimentos FR (relação entre o número de levantamentos durante a sessão e a duração da sessão, em minutos).

A duração do trabalho refere-se ao tempo que o operador executa tarefas de elevação de carga sem um período significativo de recuperação. (descanso ou trabalho leve sem envolvimento de operações de elevação).

As categorias de tempo de duração mostradas na tabela são < 8 horas, < 2 horas, < 1 hora. Para ser qualificado como < 1 hora, o tempo de recuperação deve ser $= 1.2 \times$ duração da tarefa. Para ser qualificado como < 2 horas, o tempo de recuperação deve ser $= 0.3 \times$ duração da tarefa. Por exemplo, se a tarefa durar 90 minutos, multiplica-se por 0.3 e o resultado é 27 minutos de tempo necessário de recuperação da tarefa. Se a tarefa não puder ser qualificada para estas categorias, deve ser usada a categoria < 8 horas.

Uma vez que são conhecidas as 3 variáveis (categoria de duração, V1 e FR) busca-se na tabela (em anexo) o valor de F na interseção das 3 variáveis. Se o valor de FR estiver entre dois números consecutivos da tabela, o NIOSH recomenda que o F correspondente seja obtido por interpolação.

Uma situação especial foi incorporada às recomendações do NIOSH. Ela se aplica à situação em que uma sessão de levantamento envolva períodos intermitentes de levantamento e repouso, em que os períodos de levantamento durem menos que 15 minutos. Nesta situação, o valor de FR é determinado pelo número contado de levantamentos realizados durante um período de 15 minutos, dividido por 15 minutos. Toma-se uma média ao final da jornada.

O multiplicador de pega também é determinado por tabela (vide anexo). O usuário deve primeiro fazer uma apreciação sobre a qualidade da

pega entre as mãos do operador e o objeto manuseado. O NIOSH define que se houver qualquer dúvida quanto à classificação da pega, deve ser adotada a classificação correspondente à situação de maior estresse.

As três categorias de pega são: boa, suficiente e deficiente. Após escolher a classificação, deve-se consultar a Tabela para achar o valor a ser usado para C. Há situações para as quais a qualidade da pega muda durante a movimentação devido à mudança da postura. Nestas situações, o avaliador precisa considerar a seqüência total de levantamento/abaixamento e fazer uma apreciação.

Ela supõe que o trabalhador pode escolher a própria postura e que a carga é segura com as duas mãos. O limite recomendado de carga (LRC) para um carregamento é calculado multiplicando 23kg (considerado um peso aceitável sob condições ideais) por seis fatores que representam as variáveis mencionadas e que podem reduzir o LRC. Quanto mais desfavoráveis forem estas condições, os valores desses coeficientes afastar-se-ão de 1,0 tendendo a zero.

$$\text{LRC} = 23 \times (\text{H}) \times (\text{V}) \times (\text{D}) \times (\text{F}) \times (\text{A}) \times (\text{C})$$

A expressão matemática que representa estes fatores é:

$$\text{LRC} = 23 [25/\text{H}][1 - (.003 \times |\text{V} - 75|)][.82 + 4.5/\text{D}][\text{F}][1 - .0032(\text{A})][\text{C}]$$

Para calcular a equação

- 1) Entre com os valores na equação para determinar o limite recomendado de carga;
- 2) Avalie se algumas das seguintes condições se aplicam:

levantamento

movimento não suave

feito com uma só mão

carga instável

excessivamente grande (maior que 75cm)

ambiental

constrangimentos posturais, obstáculos no caminho, pouco espaço etc.

condição térmica extrema

chão escorregadio

peçoal

empregado em condição física (preparo físico, flexibilidade, força etc.)
pior que o normal esperado
empregado com problemas de coluna etc.

Se algum destes fatores se aplica, então os pré-requisitos do guia da NIOSH são violados e a equação tenderá a sobre-estimar o peso aceitável da carga. Se for necessário controle da carga no destino, então é necessário dois cálculos em separado: um para a origem e outro para o destino. Você deve considerar o menor LRC como peso de carga aceitável.

Para uma tarefa simples de levantamento na qual a carga é pega, levantada ou abaixada e deposta de qualquer maneira (sem exercer controle da carga), só é necessário determinar valores para H, V, A e C na origem da movimentação, e o valor para V no destino. Se, porém, o operador exerce controle da carga na deposição, então para o destino são necessários os valores para H, A e C. Um método de assegurar-se que todos os dados necessários sejam obtidos enquanto no local de trabalho é usar uma planilha de dados que demande dados para H, V e A tanto na origem quanto no destino. Isto assegura que todos os dados necessários estarão disponíveis para computar a RWL na origem e a RWL no destino. Se um controle significativo sobre a carga não é requerido no destino, então só a RWL na origem é procedente.

interpretação do LRC

O LRC prediz o potencial de dano físico associado com muitas atividades de manuseio de carga. Sistemas em que o LRC é excedido devem ser redesenhados.

Uma vez determinados todos os dados e multiplicadores, o cálculo da LRC é direto. O peso real levantado é comparado com aquele recomendado. Se for menor que o recomendado, então não há necessidade de alteração ou redesigno da tarefa. Mas se o peso exceder o recomendado, devem ser consideradas alternativas. Para complementar esta regra de simples decisão, o NIOSH introduziu uma variável para comparar diferentes níveis de elevação deficientes. O Índice de Levantamento (IL) compara o peso médio real levantado (P) com aquele recomendado (LRC):

$$IL = \text{peso real da carga} / LRC$$

Ao comparar duas ou mais tarefas de levantamento, o melhor valor de IL será o menor. Isto é particularmente útil ao ser usado para estabelecer as prioridades de intervenção quanto às tarefas de maior desconformidade.

Os **IL** maiores do que 1 violam as recomendações da NIOSH e quão maior o valor, maior o risco de injúria.

A aplicação do método de cálculo da NIOSH é evidente quando a análise de uma sessão de levantamento durante a qual um operador executa tarefas de levantamento variadas. Com base no método é possível definir as mudanças necessárias no posto e/ou na organização de trabalho.

Se o peso real da carga excede o LRC calculado, então reconsidere as variáveis medidas (H, V, D etc.) e avalie:

É possível reduzir a distância horizontal entre as mãos e a linha central do corpo?

É possível reduzir a distância vertical entre as mãos e o chão de forma a que se aproxime da altura da cintura?

É possível reduzir a distância vertical entre a origem e o destino da carga?

É possível alterar o leiaute de forma a minimizar as torções do corpo?

É possível aprimorar a maneira de segurar a carga (alças melhores etc.)?

É possível reduzir o número de repetições/minuto e/ou a duração do carregamento?

É possível reduzir a carga, por meio de redução de peso ou utilização de apoio mecânico?

A equação de NIOSH é formulada de forma que o peso é aceitável para a maioria da população (99% dos homens e 75% das mulheres), que a carga de compressão no dorso é menor que 3400N (340kg força) e que a energia despendida em 1-2 horas de levantamento repetitivo é menos do que 260W para levantamentos de carga que estão abaixo de bancada (75cm) e 190W para cargas acima de 75cm. Nos casos em que as condições da equação de NIOSH não são satisfeitas (quando o trabalhador não consegue escolher o método de levantamento ou não for possível usar as duas mãos), os coeficientes a serem considerados serão ainda menores, reduzindo-se o valor da carga máxima. O valor de cada carga (unidade de embalagem) deve ser escolhido cuidadosamente. De um lado, essa carga não deve superar o valor encontrado pela equação NIOSH. De outro lado, não deve ser muito leve, pois isso estimularia o trabalhador a pegar diversas embalagens simultaneamente, podendo superar o valor permitido. Além disso, é preferível cargas unitárias maiores com menores frequências, do que cargas menores e mais frequentes, desde que não superem os valores calculados pela equação de NIOSH.

Tabela 12
Determinação do
multiplicador de
frequência e fator
de pega para
determinação do
limite
recomendado de
carga - LRC

Tabela de Multiplicador de Frequência

Frequência	Duração do Trabalho (Contínuo)					
	< 8 horas		< 2 horas		< 1 hora	
	V < 76	V 76	V < 76	V 76	V < 76	V 76
0,2	.85	.85	.95	.95	1.00	1.00
0,5	.81	.81	.92	.92	.97	.97
1	.75	.75	.88	.88	.94	.94
2	.65	.65	.84	.84	.91	.91
3	.55	.55	.79	.79	.88	.88
4	.45	.45	.72	.72	.84	.84
5	.35	.35	.60	.60	.80	.80
6	.27	.27	.50	.50	.75	.75
7	.22	.22	.42	.42	.70	.70
8	.18	.18	.35	.35	.60	.60
9	.00	.15	.30	.30	.52	.52
10	.00	.13	.26	.26	.45	.45
11	.00	.00	.00	.23	.41	.41
12	.00	.00	.00	.21	.37	.37
13	.00	.00	.00	.00	.00	.34
14	.00	.00	.00	.00	.00	.31
15	.00	.00	.00	.00	.00	.28
15	.00	.00	.00	.00	.00	.00

Classificação do tipo de pega

Pega	Fator de Pega	
	V<76	V<76
Boa	1.00	1.00
Regular	0.95	1.00
Ruim	0.90	0.90

Pega BOA

- 1 - Ótimo *design* da caixa com ótimas alças ou ótimas aberturas ou recortes para colocação das mãos.
- 2 - Peças avulsas ou objetos irregulares com pega confortável (mão consegue facilmente envolver o objeto).

Pega REGULAR

- 1 - Ótimo *design* da caixa sem alças ou sem aberturas ou recortes de bom *design*.
- 2 - Peças avulsas sem alça ou aberturas para as mãos.
- 3 - Objetos irregulares que permitem um pega com os dedos flexionados em torno de 90°.

Pega RUIM

- 1 - Caixa com *design* inadequado. Sem alça e sem abertura para colocação das mãos.
- 2 - Peças avulsas ou objetos irregulares desajeitadas ou difíceis de segurar.

Ótimo *design* para caixa

Comprimento frontal <= 40cm

Altura <= 30cm

Superfície = lisa, mas que não escorregue

Arestas = sem cantos vivos

Centro de massa = simétrico

Carga = estável

Dispensa o uso de luvas

***Design* da alça**

Diâmetro = 1,9 a 3,8cm

Comprimento >= 11,5cm

Forma = cilíndrica

Superfície = lisa, mas que não escorregue

***Design* da abertura para as mãos**

Altura >= 3,8cm

Comprimento >= 11,5cm

Forma = semi-oval

Superfície = lisa, mas que não escorregue

Profundidade da abertura >= 5cm

Espessura da caixa >= 1,1cm

**Conclusão
sobre os
protocolos**

Segundo Hignett e McAtamney (2000), a maioria das técnicas de análise da postura tem duas características, geralmente contraditórias, de generalizabilidade e sensibilidade. Uma técnica de análise da postura pode ser facilmente utilizada em vários estudos e casos, mas pode, por outro lado, apresentar pouca sensibilidade para registrar e avaliar todo tipo de postura. Este é o caso do OWAS, por exemplo. Numa situação inversa, o NIOSH requer informações detalhadas sobre parâmetros específicos da postura, para que se tenha um elevado índice de sensibilidade com relação aos índices (variáveis) definidos, mas tem uma aplicação limitada aos cuidados com a saúde em particular relativos ao trabalho dinâmico durante o manejo manual de materiais.

Signori (2000) analisou nove instrumentos para avaliação postural (Karu, Kansu e Kuorinka (1977) - OWAS; Lifshitz e Armstrong (1986¹⁷ apud Oliveira, 1998); Rodgers (1992); Keyserling *et al.* (1993); McAtamney e Corlett (1993) - RULA; Moore e Garg (1995); Colombini *et al.* (1999) que gerou a minuta da *International Ergonomics Association* (I.E.A); Couto (1998) e Malchaire (1998)). Os instrumentos foram utilizados por 18 fisioterapeutas em dois postos de trabalho de montagem de uma indústria eletroeletrônica. Os resultados mostraram grande variabilidade intra e intergrupo o que coloca a questão da fidedignidade dos protocolos. Os instrumentos que apresentaram menor variação foram o OWAS (Karu, Kansu e Kuorinka, 1977) na seção de segmento dos membros inferiores, IEA (Colombini *et al.*, 1999) para os membros superiores e Rula (McAtamney e Corlett, 1993) para a análise do posto de trabalho. O instrumento de Moore e Garg é adequado para a avaliação da mão. Os quatro *check lists* (Couto, 1998; Keyserling *et al.*, 1993; Colombini *et al.*, 1999 e Lifshitz e Armstrong, 1986) identificam os fatores de riscos mas não avaliam a intensidade dos mesmos.

Signori (2000) chama a atenção para o problema da classificação e definição de categorias de posturas adotadas, nos diversos protocolos, as quais são elaboradas sem consenso entre os especialistas (fisioterapeutas, ergonomistas) que desenvolvem as técnicas de registro e análise das posturas, ou seja, cada técnica possui uma elaboração particular dos diagramas e categorias que classificam e definem as posturas. O autor concluiu que o protocolo do IEA, ainda em desenvolvimento, será uma ferramenta adequada para a avaliação de melhoria dos postos de trabalho, já que analisa ações técnicas (conjunto de

¹⁷ LIFSHITZ, Y.; ARMSTRONG, J. (1986) A design checklist for control and prediction of cumulative trauma disorder in intensive manual jobs. THE HUMAN FACTORS SOCIETY ANNUAL MEETING, 30. *Proceedings...* pp. 837 - 941.

movimentos para realizar as atividades) que podem ser avaliadas antes e depois de uma intervenção ergonômica. No entanto, a limitação é que as ações técnicas não especificam os movimentos corporais envolvidos e portanto não se pode corrigi-los.

Apesar do método OWAS (Karu, Kansi e Kuorinka, 1977) avaliar apenas a postura no plano lateral, e ser pouco sensível para registro detalhado de posturas, é adequado para uma avaliação geral, de trabalhos dinâmicos, quando é interessante saber quais partes do corpo estão mais envolvidas no trabalho, com um todo. Esta ferramenta, que se mostrou fidedigna no estudo de Signori (2000), tem sido bastante utilizada pelo NDE/LOPP/UFRGS em estudos diversos (Portich e Guimarães, 2001; Guimarães e Portich, 2002; Saurin e Guimarães, 2003; Guimarães *et al.*, 2003; Saurin, Guimarães e Portich, 2003; Guimarães e Batista, 2004; Saurin *et al.*; 2004).

A experiência do NDE/LOPP/UFRGS também tem mostrado que o método de Rodgers (1992) é um instrumento adequado para medir a intensidade do esforço físico e os grupos musculares envolvidos (veja em Guimarães *et al.*, 2002). Apesar de não permitir uma avaliação geral do esforço físico, e não permitir comparar os riscos de postos, como um todo, tem aplicação na organização de rodízio entre postos de trabalho e na proposição de ginástica laboral mais adequada, ou seja, de forma que alterne os grupos musculares. Um estudo de Calegari (2003) utilizou o protocolo REBA (Hignnett e McAtmaney, 2000) e Rodgers (1992) para avaliação da carga postural em diversos postos de uma lavanderia hospitalar tendo concluído que o uso integrado dos dois protocolos complementam na análise de riscos de DORTs. O protocolo REBA, no entanto, mostrou-se menos sensível que o Rodgers, pelo fato de quantificar riscos somente com manuseio de carga de cinco quilos ou mais, enquanto o de Rodgers identifica riscos a partir de um quilo de carga. Outra vantagem do protocolo de Rodgers é a quantificação do tempo de esforço em segundos, o que confere uma descrição mais precisa do trabalho do que o protocolo REBA, que quantifica o tempo de esforço dentro de um minuto. Além disso, o protocolo de Rodgers é mais adequado para estudos que visem alternativas de organização de trabalho, visto que identifica os segmentos corporais mais predispostos a possíveis ocorrências de DORTs, em cada posto de trabalho, o que pode subsidiar estudos de rodízio. Deve-se acrescentar que a terminologia para a definição das pegadas da técnica REBA é imprecisa e contestável: por exemplo, os escores para a qualidade da pega seguem uma escala progressiva que vai de “boa pega” a “pega inaceitável”. No entanto, o que pode ser considerado como uma “pega aceitável”?

**MÉTODOS
SUBJETIVOS**

Os questionários e as escalas de avaliação têm sido freqüentemente usados pela avaliação da exposição aos custos do trabalho, devido ao seu baixo custo. O uso de questionários e técnicas de entrevistas tem o potencial de estudar exposições repetitivas no tempo como um todo, o que é um importante parâmetro, geralmente não disponível em medições diretas. Entretanto, a baixa fidedignidade e validade dos questionários desenvolvidos até agora, fazem seu uso discutível. Recentemente, tem-se demonstrado que as entrevistas possuem uma considerável validade em relação aos questionários. Desta forma, os métodos de observação podem oferecer um compromisso entre o alto custo das medições diretas e a considerável validade e subjetividade dos questionários e entrevistas.

Escala de Borg

A escala original RPE (*Rating of Perceived Exertion*) e a escala CR10 (*Category Ratio*), desenvolvidas por Gunnar Borg, apontam o índice do esforço percebido pelos indivíduos na realização de suas tarefas/atividades (*Figura 18*). A escala RPE foi ajustada em números de 6 a 20 e estão linearmente relacionadas com o batimento cardíaco dividido por dez e a escala CR10 em números de 1 a 10. A diferença entre as duas escalas é que as análises e inferências estatísticas dos dados coletados da CR10 são mais fáceis de serem feitas (Kin, 2001).

6	no external at all	0	nothing at all
7	extremely light	0.5	extremely weak (just noticeable)
8		1	very weak
9		2	weak (light)
10		3	moderate
11	light	4	somewhat strong
12		5	strong (heavy)
13	somewhat hard	6	
14		7	very strong
15	hard (heavy)	8	
16		9	
17	very hard	10	extremely strong (almost maximal)
18		*	maximal
19	extremely hard		
20	maximal exertion		

Escala de Borg RPE**Escala de Borg CR10**

Figura 18 Escala de Borg
(<http://ahsmail.uwaterloo.ca>)

Kilbom (1994) considera que estas escalas podem ser usadas para complementar as medições fisiológicas das tarefas durante o trabalho ocupacional. Elas freqüentemente fornecem uma informação adicional sobre as respostas subjetivas, especialmente em casos onde a resposta da freqüência cardíaca é considerada imprecisa.

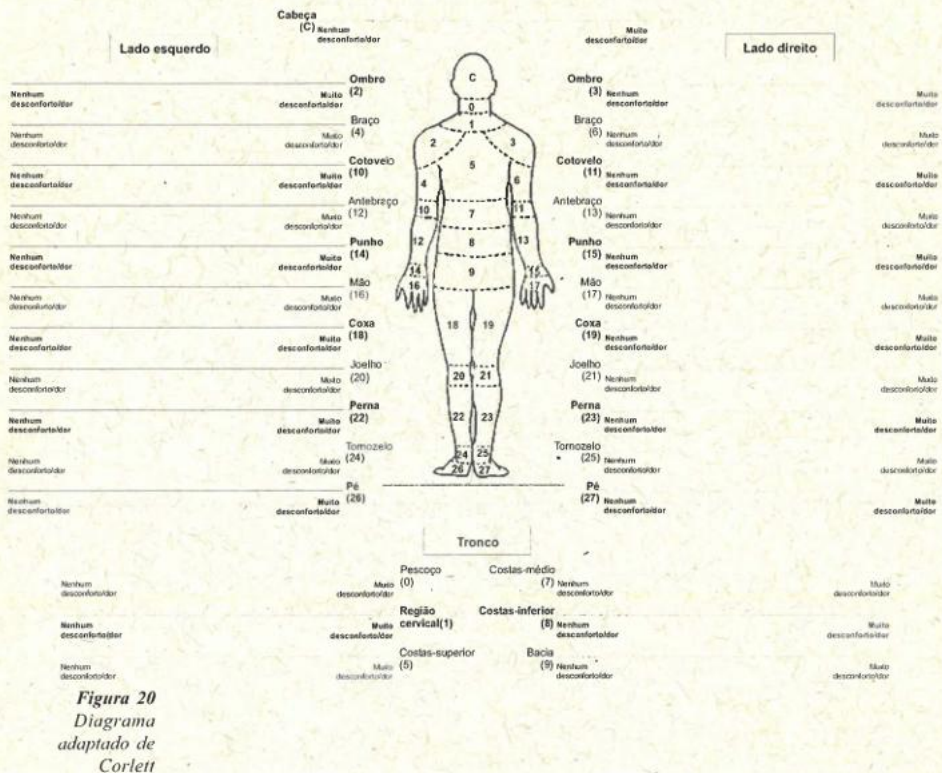
As escalas constituem instrumentos nos quais os sujeitos devem assinalar, em um contínuo ordenado, o grau em que uma determinada situação se aplica a eles ou a outras pessoas. Tal contínuo pode ser

expresso de forma numérica direta (1 a 5, por exemplo, conforme *Figura 19*), ou pode consistir em palavras ou expressões (muitíssimo, muito, às vezes, quase nunca, nunca) que são posteriormente transformadas em valores numéricos.

Figura 19
Exemplo de escala discreta (Diniz, 1999)

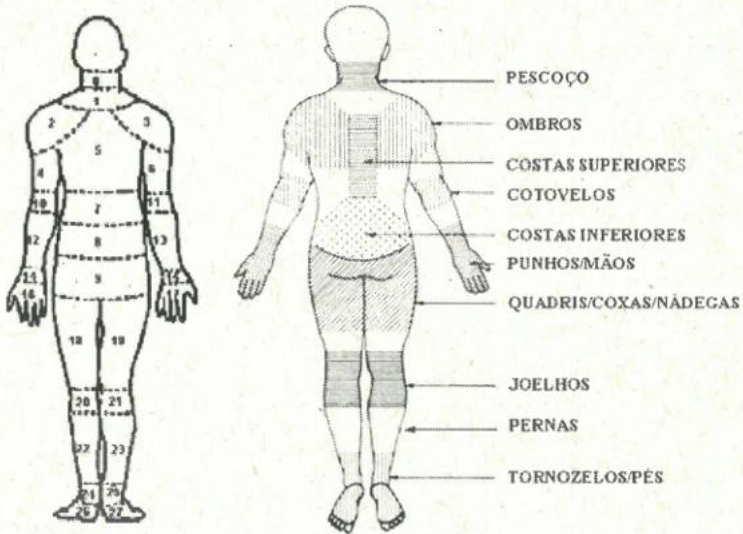
Intensidade				
1	2	3	4	5
↑ Nenhum desconforto/dor	↑ Algum desconforto/dor	↑ Moderado desconforto/dor	↑ Bastante desconforto/dor	↑ Intolerável desconforto/dor
<i>Escala progressiva de desconforto/dor</i>				

Apesar de muitos autores proporem escalas discretas, é aconselhável o uso de escalas contínuas, como a escala de 15cm e duas âncoras nas extremidades, conforme proposto por Stone *et al.* (1974). Esse tipo de escala favorece o poder de discriminação entre respondentes (o que torna o nível de mensuração melhor) e permitindo o uso de uma maior gama de técnicas de análise estatísticas.



Mapa de regiões corporais
Escala de desconforto
Corlett, 1995

A Figura 20 é um diagrama adaptado de Corlett (1995) com escalas contínuas para cada segmento do corpo, que está sendo usado pela equipe de *design* e ergonomia (NDE) do LOPP/PPGEP/UFRGS.



Corlett, 1995

Dickinson et al. (1992¹⁸ apud Corlett, 1995)

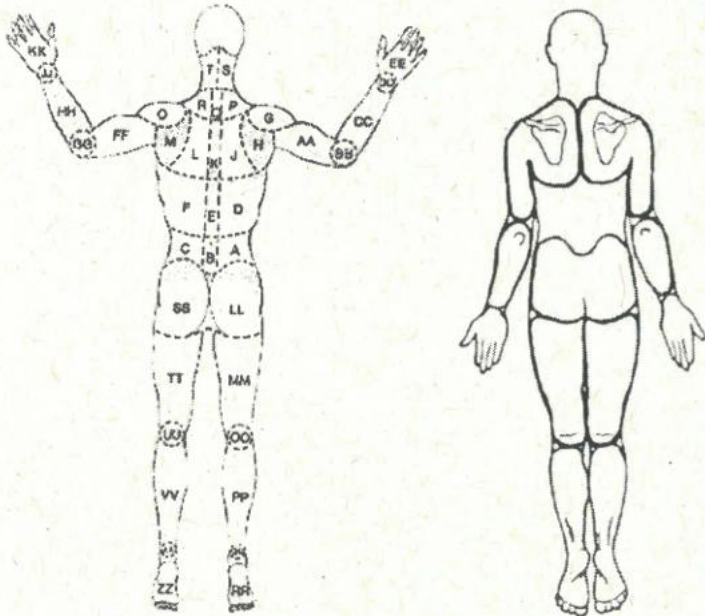


Figura 21 Mapas de regiões corporais

Delleman, 2000

Straker, 1999

Usa-se também um mapa corporal dividido em segmentos, para especificar os locais do desconforto experimentado por aqueles envolvidos nas tarefas que estão sendo investigadas. Esta informação é encontrada por indagações preliminares ou por um pré-teste. O objetivo do processo é mapear o desenvolvimento de desconforto percebido entre os pesquisados. Basicamente, o procedimento inicial é apontar a região na qual se sente ou sentiu algum problema e, logo em seguida, assinalar, também de forma subjetiva, o grau de desconforto percebido em cada segmento. Há varias versões do mapa de regiões corporais que são adaptações para o foco de estudo que se quer analisar (Figura 21). Uma versão computadorizada foi desenvolvida pela NexGen Ergonomics (www.nexgenergo.com) e é comercialmente conhecida como ErgoMaster™ (Figura 22).

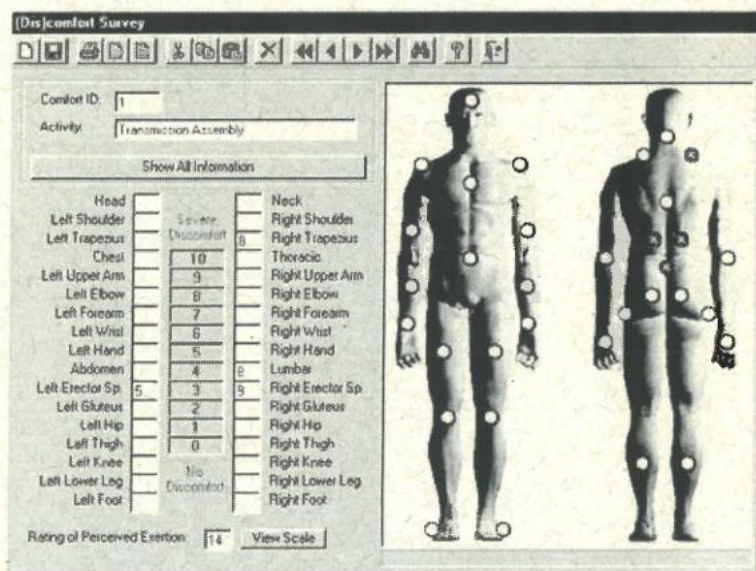


Figura 22 Versão computadorizada do mapa de regiões corporais (ErgoMaster™, www.nexgenergo.com)

CONSIDERAÇÕES FINAIS SOBRE A AVALIAÇÃO DE POSTURAS

Hsiang *et al.* (1998) afirmam que foram desenvolvidas várias técnicas de observação, codificação e análise das posturas corporais de trabalho. O quadro abaixo mostra uma listagem destas técnicas e o ano em que foram desenvolvidas. Em geral, todas as técnicas abaixo fornecem em tempo-real os tipos de observação da postura, a seqüência, a duração e a freqüência das tarefas/atividades observadas.

¹⁸ DICKINSON, C. E.; CAMPION, K.; FOSTER, A. F.; NEWMAN, S. J.; O'ROURKE, A. M. T.; THOMAS, P. G. (1992) Questionnaire development: an examination of the Nordic Musculoskeletal Questionnaire. *Applied Ergonomics*, 23, 197-201.

AUTORES	NOME DO SISTEMA	ANO
Berns e Milner	TRAM	1980
Chen et al.	PWSI	1989
Clark et al.	Posturegram software	1987
Corlett et al.	Postural targeting	1979
Foremann et al.	Classificação da postura e da atividade	1988
Holzmann	ARBAN	1982
Karhu et al.	OWAS	1977
Keyserling et al.	Postural analysis	1986
Kilbom et al.	Ergonomic observation	1984
Kilbom et al.	VIRA	1986
Prie	Posturegram	1974
Ridd et al.	ROTA	1989
Van der Beek et al.	TRAC	1992

Figura 23
Listagem dos sistemas que codificam as posturas (Hsiang et al., 1998, p.241)

Uma revisão feita por Kilbom (1994), revelou várias desvantagens possíveis, existentes entre os métodos disponíveis para a observação sistemática de posturas assimétricas. Desta revisão, as recomendações que permitem um melhor uso das técnicas de avaliação das posturas são:

1. As posturas do tronco devem ser classificadas em várias categorias (duas ou três no mínimo). É necessário levar em conta um consenso para definir estas categorias (taxonomias) e os observadores precisam ser treinados cuidadosamente na identificação de setores angulares. Se ocorrer a torção e flexão para um dos lados do corpo, isto pode ser avaliado separadamente. É preciso que a flexão seja estudada através do uso de definições precisas destas posturas.
2. As posturas complexas dos braços/ombros parecem ser difíceis de classificar em mais de duas categorias, a menos que tanto a vista sagital (lateral) quanto a frontal sejam garantidas.
3. As posturas do pescoço e da cabeça parecem difíceis de se avaliar com as classificações usadas até agora. Os resultados podem melhorar se forem usadas diferentes classes de posturas.
4. Posturas gerais do corpo como sentar, ficar de pé, ajoelhar-se, podem ser observadas com certa precisão.
5. Os trabalhos repetitivos dos braços/mãos precisam ser definidos com mais precisão e metodologicamente melhor desenvolvidos. É necessário também o uso de técnicas de medição direta.
6. Os levantamentos manuais de materiais podem ser avaliados de forma assistemática, mas são necessárias medições complementares para que se obtenha uma classificação dentro de subcategorias.

7. O número de variáveis simultaneamente observadas durante a exposição deve ser reduzido a menos de 10 (dez). Para observações de trabalhos altamente dinâmicos ou "velozes", o número de variáveis provavelmente tem que ser mais reduzido ainda. Se um número elevado de variáveis precisar ser observado ao mesmo tempo, é necessária a contribuição de 2 ou mais observadores ou registros em vídeo com a utilização de várias câmeras posicionadas em locais diferentes.
8. É necessário o uso de métodos computadorizados.
9. Mais ênfase sobre o treinamento dos observadores e mais definições exatas dos fatores de exposição provavelmente melhorarão a fidedignidade e validade das observações.
10. As observações precisam ser complementadas com uma entrevista com os trabalhadores, para permitir que todas as tarefas de trabalho estejam sendo observadas, de maneira que o perfil das exposições diárias - ou semanais - possa ser calculado.

REFERÊNCIAS

BORG, G. (1986) Psychophysical studies of effort and exertion: some historical, theoretical and empirical aspects. *Wenner-Gren Center International Symposium Series*, n.46, pp. 3 - 12.

CALEGARI, A. (2003) *Análise das posturas adotadas em postos de trabalho de uma lavanderia hospitalar*. Dissertação de mestrado profissionalizante. Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção. UFRGS. Porto Alegre.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. (1984) *J. Occupational Biomechanics*. New York: John Wiley & Sons, 454 p.

CARREY, E.; GALLWEY, T. (1998) The use of video techniques to analyse postural stress. *In*: KUMAR, S. (Ed.). XIII ANUAL INTERNATIONAL OCCUPATIONAL ERGONOMICS AND SAFETY CONFERENCE. *Proceedings...* Holanda: IOS Press-Ohmsha, pp. 198 - 201.

COLOMBINI, D.; OCCHIPINTI, E.; DELLEMAN, N.; FALLENTIN, N.; KILBOM, A.; GRIECO, A. (1999) *Exposure assessment of upper limb repetitive movements: a consensus document*. Developed by the Technical Committee on Musculoskeletal Disorders of International Ergonomics Association (IEA) endorsed by Commission on Occupational Health (ICOH), Milano, Italy.

CORLETT, E. N.; MADELEY, S.; MANENICA, I. (1979) *Posture targetting: a technique for recording working postures*. London: Taylor & Francis.

CORLETT, E. N. (1995) The evaluation of posture and its effects. In: WILSON, John R.; CORLETT, E. Nigel. *Evaluation of human work - A practical ergonomics methodology*. 2. ed. Londres: Taylor & Francis, pp. 663 - 713.

CORLETT, E. N.; BISHOP, R. P. (1976) A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19, pp. 175 - 182.

COUTO, H. A. (1998) Avaliação dos riscos de DORT/LER. In: COUTO, H. A.; NICOLETTI, S. J.; LECH, O. e colaboradores. *Como gerenciar a questão das DORT/LER: Lesões por esforços repetitivos/Distúrbios osteomusculares relacionados ao trabalho*. Belo Horizonte: Ergo.

CHRISTMANSSON, M. (1997) *Production Systems for Manual Repetitive Jobs: Effects on Autonomy and Variety of Work and Prevalence of Musculoskeletal Disorders in Upper Limbs*. School of Technology Management and Economics. Department of Operation Management and Work Organization. Postgraduate Programme in Operations Management and Work Organization. Tese de doutorado.

DE ALMEIDA, E. H. R.; BARRETO, F. L. (1998) Noções de Ergonomia. In: OLIVEIRA, C. R. *Manual prático de L.E.R. - lesões por esforços repetitivos* Belo Horizonte: Health. 403 p.

DELLEMAN, N. J. (2000) Maintenance operations: workstation adjustment, working posture and worker's perceptions. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, v. 6, n. 1, pp. 3 - 46.

DINIZ, R. L. (1999) *Ergonomia: constrangimentos posturais; o caso do cirurgião eletivo geral* Departamento de Artes e Design. Dissertação de Mestrado em Design. PUC - Rio. Rio de Janeiro (RJ).

GOMES, V. B. (1999) *Dor nas costas em trabalhadores no Município do Rio de Janeiro: prevalência, fatores associados e Riscos ocupacionais* Tese (doutorado) - Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Instituto de Medicina Social, 176 p.

GUIMARÃES, L. B. de M.; PORTICH, P. (2002) Análise postural da carga de trabalho nas centrais de armação e carpintaria de um canteiro de obras In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, 12. - ABERGO 2002, Recife. *Anais...* Recife: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.

GUIMARÃES, L. B. de M.; SAURIN, T. A.; FAÉ, C. S.; SANTOS, J. A. S. dos. (2003) Melhoria das condições de trabalho na montagem de painéis de ônibus a partir da implementação de um sistema de submontagem. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 23. - ENEGEP 2003, Ouro Preto. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.

GUIMARÃES, L. B. de M.; VAN DER LINDEN, J.C.S; PASTRE, T.M.; CALEGARI, A.; BIASOLI, P. K. (2002) Avaliação de posturas em uma lavanderia hospitalar In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, 12. - ABERGO 2002, Recife. *Anais...* Recife: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.

GUIMARÃES, L.D. de M; BATISTA, R. (2004) *Apreciação ergonômica no setor de laminação da Gerdau-AFP*. Relatório Técnico. Porto Alegre: Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

HIGGNETT, S.; McATAMNEY, L. (2000) Rapid entire body assessment (REBA). *Applied Ergonomics*, n. 31, pp. 201 - 205.

HSIANG, S.; BROGMUS, G; MARTIN, S.; BEZVERKHNY, I. (1998) Video based lifting technique coding system. *Ergonomics*, v. 41, n. 3, pp. 239 - 256.

HOLZMANN, P. (1982) ARBAN - A New Method for Analysis of Ergonomic Effort. *Applied Ergonomics*, v. 13, n. 2, pp. 82 - 86.

IIDA, I. (1990) *Ergonomia - projeto e produção*. São Paulo: Edgard Blucher, 465 p.

INT - INSTITUTO NACIONAL DE TECNOLOGIA (1988) *Pesquisa antropométrica e biomecânica dos operários da indústria de transformação* RJ/Instituto Nacional de Tecnologia, Rio de Janeiro, INT.

JAKOBSSON, M. (1993) Assessment of the work place by workers and observer: a comparison. *Advances in Industrial ergonomics and safety V*. Copenhagen, pp. 149-153.

KANT, I.; DE JONG, L.; VAN RIJSSEN-MOLL, M.; BORM, P. (1992) A survey of static and dynamic work postures of operating room staff. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, n. 63, pp. 432 - 438.

- KARHU, O.; KANSI, P.; KUORINKA, I. (1977) Correcting working postures in industry: a practical method for analysis. *J. Applied Ergonomics*, v. 8, n. 4, pp. 199 - 201.
- KARHU, O., HÄRKÖNEN, R., SORVALI, P., VEPSÄLÄINEN, P. (1981) Observing work postures in industry. Examples of OWAS application. *Applied Ergonomics*, n. 12, pp. 13 - 17.
- KEYSERLING, W. M. (1986) A computer-aided system to evaluate postural stress in the workplace. *American Industrial Hygiene Association Journal*, pp. 641 - 649.
- KEYSERLING, W. M.; STETSON, D. S.; SILVERSTEIN, B. A.; BROUWER, M. L. (1993) A cumulative trauma disorders. *Journal of Ergonomics*, v. 36, n. 7, pp. 807 - 831.
- KEMMLERT, K.; KILBOM, A.; NILSSON, B.; ANDERSSON, R.; BJURVALD, M. (1987) Prevention of injuries related to physical stress through intervention by labour inspectors. In: BUCKLE, P. W. (Ed.) *Musculoskeletal disorders at work*. London: Taylor & Francis, pp. 146 - 52.
- KILBOM, A. (1994) Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders - what information can be obtained from systematic observations? *Scand J. Work Environ. Health*. 20 special issue, pp. 30 - 45.
- KIVI, P.; MATILLA, M. (1991) Analysis and improvement of work postures in the building industry: application of the computerised OWAS method. *Applied Ergonomics*, n. 22, pp. 43 - 48.
- KIN 356 Encyclopedia (2001) *RPE Scales. Rate of perceived exertion*. Disponível em: <http://ahsmaail.uwaterloo.ca>. Acessado em 23/04/2002.
- KUMAR, S.; MITAL, A. (1993) Physiological and psychophysical responses of manual materials handling in symmetrical and asymmetrical planes with reduced clearance and standing room. In: MARRAS, W. et al. (Ed.). *The ergonomics of manual work*. London: Taylor & Francis, 725 p., pp. 69 - 72.
- LI, G.; BUCKLE, P. (1999) Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics*, v. 42, n. 5, pp. 674 - 695.

LONG, A. (1993) Overview of the OVAKO working posture analysing system (OWAS). In: POLLOCK, C.; STRAKER, L. (Ed.) *ERGONOMICS IN A CHANGING WORLD: CONFERÊNCIA ANUAL DA SOCIEDADE DE ERGONOMIA DA AUSTRÁLIA*. 29. *Anais...* Camberra: Ergonomics Society of Austrália, pp. 3 – 10.

LUEDER, R. (1996) A Proposed RULA for computer users. In: *ERGONOMICS SUMMER WORKSHOP*. UC Berkeley Center for Occupational & Environmental Health Continuing Education Program, San Francisco. *Anais...* pp. 1 - 11.

LOUHEVAARA, V.; SUURNÄKKI, T. (1992) *OWAS: A method for the evaluation of postural load during work*. Institute of Occupational Health - Center for Occupational Safety. Training publication. Helsinki, Finlândia, pp. 1 - 23.

MALCHAIRE, J. B.; COCK, N. A. *et al.* (1997) Relationship between work constraints and the development of musculoskeletal disorders of the wrist: A prospective study. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 19, pp. 471 - 482.

MALCHAIRE, J. B. (1998) *Lesiones de miembros superiores por trauma acumulativo - Estrategia de prevención* Unidad de higiene y fisiología del trabajo. Universidad Católica de Louvain - Belgica, 132 p.

MATTILA, M.; KARKOVSKI, W.; VILKKI, M. (1993) Analysis of working postures in hammering tasks on building construction sites using the computerized OWAS method. *Applied Ergonomics*, v. 24, n. 6, pp. 405 - 412.

MATTILA, M.; VILKKI, M. (1999) OWAS method. In: KARWOWSKI, W. MARRAS, W. (Ed.) *The occupational ergonomics handbook*. Londres: CRC press. Cap. 26, pp. 447 - 478.

McATAMNEY, L.; CORLETT, E. N. (1993) RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, v. 24, n. 2, pp. 91 - 99.

McCORMICK, E. J. (1985) *Human factors engineering*. New York: Mc Graw Hill.

MOORE, J. S.; GARG, A. (1995) The strain index: a proposed method to analyse jobs for risk of distal upper extremity disorders. *American Industrial Hygiene Association Journal*, 56, pp. 443 - 458.

MUTUAL LIBERTY RESEARCH CENTER FOR SAFETY AND HEALTH. (1998) Annual Report Occupational Biomechanic research. Massachusetts, 53 p.

NIOSH- NATIONAL INSTITUTE FOR OCCUPATIONAL SAFETY AND HEALTH (1996) *The new NIOSH manual lifting equation*.

OLIVEIRA, A. N. D. M.; COUTO, H. A. (1993) Análise de produto: o banco de posição semi-sentada. 2º CONGRESSO LATINOAMERICANO E 6º SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA. *Anais...* Florianópolis, pp. 368-370.

PINTZKE, S. (1992) A computerized method of observation used to demonstrate injurious work operations. In: MATTILA, M.; KARWOWSKI, W. (Ed.), *Computer Applications in Ergonomics, Occupational Safety and Health*, Elsevier: Amsterdam, pp. 359 - 364.

PORTICH, P.; GUIMARÃES, L. B. de M. (2001) Avaliação ergonômica da pindura: pendura de peças automotivas para pintura. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ERGONOMIA, 11. - ABERGO 2001, Gramado. *Anais...* Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ergonomia - ABERGO.

RIZK, Milena Pelosi. (1997) *Avaliação de um protótipo de assento para a postura semi-sentada durante a realização de uma situação específica de trabalho*. Trabalho de graduação II. Departamento de fisioterapia e terapia ocupacional. UFSCar, 37 p.

RÖDGERS, S. H. (1992) A functional job analysis technique. *Occup. med.: state of the art reviews*, v. 7, n. 4, pp. 679 - 711.

SAURIN, T.A.; GUIMARÃES, L.B. de M. (2003) Diagnóstico macroergonômico no setor de fabricação de poltronas de uma fábrica de ônibus. In: RIBEIRO, L. D.; COPPINI, N. L.; SOUZA, L. G. M. de.; SILVA, G. P. (Ed.) ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 23. - ENEGEP 2003, Ouro Preto. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.

SAURIN, T. A.; GUIMARÃES, L. B de M.; PORTICH, P. (2003) Diagnóstico macroergonômico no setor de fabricação de poltronas de uma fábrica de ônibus. In: RIBEIRO, L. D.; COPPINI, N. L.; SOUZA, L. G. M. de.; SILVA, G. P. (Ed.) ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 23. - ENEGEP 2003, Ouro Preto. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.

- SAURIN, T. A.; ANDRADE, F.; GUIMARÃES, L. B. de M.; COSTA, F. (2004) Avaliação ergonômica da operação de andaimes suspensos mecânicos. In: ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO, 24. - ENEGEP 2004, Florianópolis. *Anais...* Santa Bárbara d'Oeste: Associação Brasileira de Engenharia de Produção - ABEPRO.
- SCOTT, G.; LAMBE, N. (1996) Working practices in a perchery system, using the OVAKO working posture analysing system (OWAS). *Applied Ergonomics*, nº 27, pp. 281-284.
- SIGNORI, L. (2000) *Análise dos instrumentos utilizados para a avaliação das DORT/LER*. Dissertação de mestrado profissionalizante. Programa de Pós Graduação em Engenharia de Produção. UFRGS. Porto Alegre.
- SILVERSTEIN, B. A.; FINE, L. J.; ARMSTRONG, T. J. (1987) Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *American Journal of Industrial Medicine*, 11, pp. 343 - 358.
- STONE, H.; SIDEL, J.; OLIVER, S.; WOOLSEY, A.; SINGLETON, R. C. (1974) Sensory evaluation by quantitative descriptive analysis. *Food Technology*, v. 28, n. 1, pp. 24 - 34.
- STRAKER, L. M. (1999) Body discomfort assessment tools. In: KARWOWSKI, W.; MARRAS, W. (Ed.). *The occupational ergonomics handbook*. Londres: CR press. Cap. 67, pp. 1239 - 1251.
- TICHAUER, E. R. (1978) *The biomechanical basis of ergonomics*. New York: Wiley.
- VAN COTT, H.; KINKADE, R. G. (1972) *Human engineering guide to equipment design*. Washington D.C. US Government Printing Office.
- VAN DEURSEN, D.; GOOSSENS, R.; EVERS, J.; VAN DER HELM, F.; VAN DEURSEN, L. (2000) Length of the spine while sitting on a new concept for an office chair. *Applied ergonomics*, n. 31, pp. 95 - 98.
- VINK, P. (1991) Towards a field usable biomechanical typology of work. In: INTERNATIONAL SOCIETY OF ELECTROPHYSIOLOGICAL KINESIOLOGY MEETING. *Proceedings...* Baltimore, pp. 161-164.
- WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V. (1992). Manual materials handling. In: *Occupational Ergonomics - theory and applications*. Nova Iorque: Maciel Dekker, Inc., pp. 329 - 349.

WATERS, T. R.; PUTZ-ANDERSON, V.; GARG, A.; FINE, L. J. (1993) Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*, 36(7), pp. 749-776.

WICKENS, C. D. (1984) *Engineering psychology and human performance*. Columbus, OH: Merrill.

WILSON, J. R.; CORLETT, E. N. (1995) *Evaluation of human work – a practical ergonomics methodology*. Londres: Taylor & Francis, pp. 663 – 713.

WinOWAS® (1996) *A computerized system for the analysis of work postures*. Tampere University of Technology. Occupational Safety Engineering. Disponível em: <<http://turva.ma.tut.fi/owas/index.html>>.

Impressão:

