

Universidade Santo Amaro
Faculdade de Odontologia

**Localização de pontos de maior espessura óssea ao redor
do conduto auditivo visando instalação de implantes
extra-orais para retenção de prótese auricular.**

Alexandre Francisco Cesar

Tese apresentada à Universidade Santo Amaro
para concorrer ao Título de Mestre, pelo curso de
Pós-Graduação em Odontologia.

Área de concentração: Implantodontia.

Orientador:

Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2003

B B0122623
Class. U617.69
Cutter C414L
Patri nº 3810
Tipo entrada DDACAS
Nota Fiscal
Data rec. 23.10.10
Preço
Origem Impressão em
Impressora DDACAS

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

C414l Cesar, Alexandre Francisco
Localização de pontos de maior espessura óssea ao redor do
conduto auditivo visando instalação de implantes extra-orais
para retenção de prótese auricular / Alexandre Francisco Cesar.
Orientação do Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo:
2003.

52 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da Universidade de
Santo Amaro.

1. Próteses e Implantes 2. Condutos Auditivos
3. Prótese extra-oral 1. Título

Alexandre Francisco Cesar

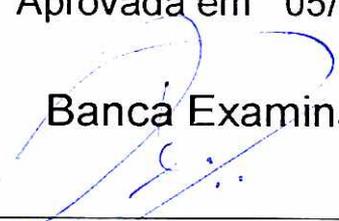
Localização de pontos de maior espessura óssea ao redor do conduto auditivo visando instalação de implantes extra-orais para retenção de prótese auricular

Dissertação apresentada à Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração em Implantodontia.

Aprovada em 05/05/2003

Banca Examinadora

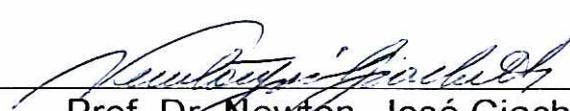
Prof. Dr.


Reinaldo Brito e Dias

Professor Livre Docente em Prótese Buco-Maxilofacial pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo


Prof. Dr. Antônio Carlos Lorenz Saboia

Doutor em Prótese Buco-Maxillofacial pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo


Prof. Dr. Newton José Giachetti

Doutor em Dentística pela Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Média Final de Aprovação: 10,0 (dez)

Dedico este trabalho ao Prof. Dr. Newton
José Giachetti, meu eterno mestre.

Agradecimentos

Gostaria de fazer um agradecimento especial às seguintes pessoas:

Prof. Dr. Paulo Francisco Cesar, meu irmão, pela ajuda.

Prof. Dr. Luís Altruda Filho, pelos crânios.

Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, por ter me tratado como um filho durante a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

Resumo

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	3
3. PROPOSIÇÃO	18
4. MATERIAIS E MÉTODO	19
5. RESULTADOS	27
6. DISCUSSÃO	31
7. CONCLUSÕES	41
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
9. SUMMARY	50
10. APÊNDICE	51

Resumo

O propósito deste estudo foi localizar áreas ao redor do conduto auditivo que pudessem receber implantes extra-orais para a instalação de prótese auricular implanto-retida. Para a localização destas áreas foi utilizado um método de mensurações através de um compasso para medidas antropométricas. Esse método possibilita o estudo sem o custo de uma tomografia assim como preserva o paciente das radiações por esse tipo de análise. Foram utilizados para as mensurações vinte e um crânios secos com a parte superior da calota craniana removida, permitindo acesso à parte interna do crânio. Foram especificados pontos de mensuração em quatro linhas distintas. Os pontos distavam 5 milímetros um do outro, com o ponto de origem coincidindo com o conduto auditivo. Nenhum ponto foi marcado com menos de 10 milímetros do conduto auditivo devido à proximidade com o mesmo. Cada ponto recebeu uma letra correspondente e recebeu um valor de espessura óssea. Os resultados foram tabulados para posterior análise. A análise estatística descritiva mostrou que os pontos de maior espessura óssea localizados fora do processo mastóide são os pontos N, com espessura mínima de 7 milímetros, e O, com 6 milímetros, seguidos dos pontos P e Q, ambos com 5 milímetros. Dentro do processo mastóide, apenas os pontos S, T, e U puderam ser mensurados em todos os crânios, com valores mínimos de espessura de 8, 8, e 4 milímetros respectivamente. Com base nos resultados apresentados foi possível concluir que os pontos N, O, P, Q, S, T, e U permitem que o cirurgião instale implantes extra-orais com segurança. Os pontos H, I, J, K, e L permitem a instalação de implantes mas não são confiáveis, pois possuem valor mínimo de dois milímetros, embora as médias possuam valores maiores. Os pontos A, B, G, e M não puderam ser mensurados, embora provavelmente permitam a instalação de implantes.

Introdução

Baseado em estudos e experiência clínica, Branemark sugeriu que a definição de osseointegração fosse “Uma conexão direta funcional e estrutural entre o osso vivo e a superfície de um implante com carga”. Devido aos ótimos resultados alcançados com o uso de implantes e próteses dentro da cavidade oral, a aplicação dos implantes foi logo estendida para localizações extra-orais (Gary, Albright & Bernhart-2000)¹⁵.

A perda de um pavilhão auricular é resultado de um trauma, doenças congênitas ou remoção cirúrgica de tumores benignos ou malignos (Wang-1999)⁵¹.

Embora silicone e outros materiais plásticos tenham possibilitado a fabricação de excelentes próteses, o problema da retenção sempre permaneceu.

Uma solução era colar a prótese na pele. A cola, entretanto, por ser a base de água, pode causar irritação da pele e derreter em ambientes úmidos e quentes, devido à transpiração, desalojando a prótese. Outra solução era uma retenção mecânica ligando a prótese a uma armação de óculos, mas esse método possui vários problemas, dentre eles o paciente não pode remover os óculos sem revelar seu defeito.

Desde a sua introdução em 1977 para a retenção de aparelhos auditivos, os implantes craniofaciais estenderam o seu uso para vários tipos de reabilitação protética, até mesmo perucas. (Weischer & Mohr-2000)⁵⁵.

Em 1979, houve o primeiro paciente que perdeu seu pavilhão auditivo e recebeu quatro implantes no processo mastóide para a retenção de uma prótese auricular. Desde então vários pacientes têm sido tratados com próteses implanto retidas na região nasal, auricular, orbital e facial.

Sistemas de implantes específicos têm sido desenvolvidos especialmente para o uso craniofacial. Os benefícios e vantagens das próteses auriculares implanto retidas incluem conveniência no posicionamento da prótese, retenção consistente, eliminação de problemas associados com adesivos, pressão marginal positiva, manutenção da transparência marginal e apoio para uma prótese adjacente.

Nenhum trabalho na literatura mostra um estudo detalhado sobre a região óssea ao redor do conduto auditivo. Todos os trabalhos baseiam-se na colocação dos implantes no processo mastóide, e relatam que em outras áreas além do

processo mastóide existe pouca altura e muita espessura, pois o osso temporal é um osso plano ou chato.

Autores como Cavalcanti *et al.* (1998)⁶ e Schropp, Wenzel & Kostopoulos (2001)⁴¹ questionam a fidelidade da tomografia computadorizada. Nos trabalhos destes dois autores, foram comparadas medidas tomográficas com as medidas reais da mesma região. Embora não tenha sido significativa, houve diferença nas medidas.

Por este motivo optou-se por realizar este estudo através de mensurações em crânio seco e não tomografias computadorizadas. A intenção deste estudo é localizar áreas ao redor do conduto auditivo onde exista uma maior espessura de osso para a instalação de implantes, e como a literatura mostra que não existe diferença entre a mensuração anatômica e a tomografia, acredita-se que não seja necessário a realização de tomografias, e que medidas anatômicas sejam confiáveis, além de evitar a grande radiação absorvida com tomografias quando indicadas para pacientes.

Revisão da Literatura

Ishikawa (1990)¹⁷ investigou a distribuição do ramo temporal do nervo facial e demonstrou que seu curso é constante, mas a profundidade em que se localiza depende da camada de tecido adiposo dentro da fascia temporoparietal. Classificou as trajetórias como retas e curvas, dependendo da relação dos ramos médio e posterior, e afirmou que uma paralisia pós-operatória pode ser causada por ferimento do ramo posterior.

Para Choung, Nam & Kim (1991)⁹, a terminologia crânio-facial é a mais familiar, embora nos trabalhos encontre-se mais o termo ossos do crânio no lugar de ossos da calvária. O termo fascia parieto-temporal é usado ao invés de fascia temporal superficial para enfatizar a distinção entre a região parietal e a região temporal.

Segundo Starck & Kaltman (1992)⁴³, a posição proeminente da orelha favorece injúrias e amputações traumáticas, que ocorrem freqüentemente em atletas de esportes de contato, vítimas de acidentes, quedas e outros.

Segundo Jacobsson *et al.* (1992)¹⁸, desde o começo dos anos quarenta até 1978, a América do Norte viu muitos relatórios sobre sucesso de sistemas de implantes que não possuíam o embasamento científico necessário. O uso clínico dos implantes de titânio no dia a dia começou após a introdução de estudos a longo prazo sobre a eficiência clínica dos implantes Branemark, na Conferência de Osseointegração de Toronto em 1982, onde foi recomendado, para avaliar o sucesso de um implante intra-oral, um mínimo de 5 anos e se possível 10 anos de observações clínicas. A American Dental Association aprovou o uso. Em 1985, no Congresso Internacional de Integração Tecidual em Reconstrução Oral e Maxilofacial, afirmou-se que o padrão mínimo de aceitação para uma prótese extra-oral deveria ser igual ao de uma intra-oral. Os autores fizeram uma revisão em 87 pacientes que usavam próteses extra-orais feitas pela equipe do Sahlgren's Hospital na universidade de Göteborg. Destes, 70 possuíam prótese auricular e 17 possuíam prótese orbital. Existiu uma diferença significativa muito grande em relação

aos implantes de próteses auriculares, que tiveram uma taxa de sucesso maior que os de próteses orbitais.

Putten & Yamada (1993)³⁸ afirmaram que fatores cosméticos e psicológicos são de igual importância, mas defeitos nos ossos temporal e frontal devem ser restaurados para esconder o desfiguramento. Descreveram um novo procedimento para criar um modelo tridimensional do crânio através de tomografia computadorizada e reformatação do desenho auxiliado pelo computador. Seis implantes de crânio foram produzidos com esta técnica, e não foi necessário aumentar ou alterar o implante durante as cirurgias.

Massas, Pitaru & Weireb (1993)³⁰ pesquisaram efeitos do titânio e da hidroxiapatita em ossos parietais de ratos, e concluíram que em contato com a hidroxiapatita as células diferenciaram-se mais em osteoblastos do que em contato com o titânio.

Watson *et al.* (1993)⁵⁴ relataram que até recentemente nem a cirurgia plástica nem a reabilitação protética conseguiram um resultado previsível, eficaz e cosmético do pavilhão auricular. Enquanto são necessárias várias cirurgias para corrigir anomalias da mandíbula e do crânio, poucas cirurgias plásticas podem ser realizadas na orelha, além de existirem outros problemas médicos que contra indicam múltiplos episódios de anestesia. Silicones médicas como Cosmesil (Cesmedica, Cardiff, Wales) e Silastic (Dow Corning, Europe, Brussels, Belgium) têm sido desenvolvidas com uma alta resistência ao rasgamento e estabilidade de cor melhoradas, portanto uma prótese pode ser produzida com extrema durabilidade e aparência natural, porém há um grande número de problemas que podem aparecer no planejamento pré-cirúrgico e que afetam a cirurgia e o tratamento protético. Muitas melhorias têm sido vistas na determinação da melhor posição dos implantes no crânio, que sejam compatíveis com a posição da prótese e dos elementos de retenção, e isso tudo pode ser auxiliado pelo uso de uma tomografia computadorizada. Sem esta informação pré-operatória, o cirurgião se depara com um acesso arbitrário em uma região alternativa durante a cirurgia e sem a noção da possível mudança no resultado protético. Uma vantagem da reabilitação protética em pacientes com surdez é que pode ser adicionado um implante para suportar uma BAHA (*Bone Anchored Hearing Aid*) perto de outros implantes no processo mastóide. Existem hoje em dia métodos não invasivos para produzir uma orelha, como escaneamento de superfície óptica à laser, e a possibilidade de produzir uma

orelha espelhada do próprio indivíduo ao invés de se esculpir manualmente a partir de uma outra semelhante é uma alternativa que atrai.

Segundo Perez, Gimbernat & Lagunas (1993)³⁷, infecções purulentas intracraniais extradurais não são freqüentes como empiema subdural ou abscessos cerebrais. Infecções intracraniais de origem dental são extremamente raras. O espaço cranial subdural é a área mais freqüentemente envolvida em coleções purulentas peridurais, ocasionalmente associadas a sinusites.

Gordjestani, Dermant & Thierens (1994)¹⁶ relataram que desde a descoberta do laser em 1960, o uso dessa forma de radiação tem ganhado uma atenção considerável em várias áreas médicas, principalmente o uso dos lasers de baixa potência, que foram introduzidos para promover a cicatrização de feridas superficiais. O uso do laser de baixa potência na implantodontia como um mecanismo bioestimulante não é aceito universalmente devido à falta de evidência científica. Realizaram um estudo sobre o laser infravermelho e o metabolismo ósseo. Os resultados obtidos concluíram que não houve diferença na atividade metabólica entre o osso tratado com laser e o osso de controle, que não recebeu laser.

Segundo Watson, Coward & Forman (1995)⁵³, a substituição da falta ou de uma deformidade severa de uma orelha externa pode ser satisfatória quando associada à ancoragem de uma prótese cosmética em implantes no crânio, que já é um método bem reconhecido na reabilitação maxilofacial, bem como o uso de uma BAHA (*Bar Assisted Hearing Aid*) nos casos de surdez do conduto auditivo. Existe a necessidade de planejar o melhor local para a colocação dos implantes e isso pode ser otimizado com o uso de tomografia computadorizada, pois o cirurgião nem sempre consegue antecipar os locais onde o osso é menos espesso, e o resultado da forma ou posição da epítese pode se comprometer. Um estudo detalhado do planejamento da posição ideal dos implantes com o auxílio do computador ainda está sendo investigado. Freqüentemente pacientes passam por múltiplas tentativas de reconstrução através da cirurgia plástica sem resultado satisfatório, e por isso são estimulados a tentar a reconstrução protética. A reação da pele ao redor dos *abutments* tem sido variável, dependendo da capacidade do cirurgião conseguir uma íntima adaptação da prótese com a pele e do paciente conseguir higienizar corretamente a região. A estabilidade de cor do Cosmesil e sua capacidade de unir-se a uma resina acrílica são deficiências que ainda precisam de melhorias.

Segundo Valle *et al.* (1995)⁴⁹, a introdução de implantes osseointegrados craniofaciais levou à utilização de uma variedade de sistemas de retenção, onde incluem-se os sistemas de bola macho e fêmea, os sistemas de barra e cliques e os sistemas de magnetos. Enquanto alguns deles derivaram das aplicações dentárias convencionais, as informações disponíveis na literatura são úteis porém incompletas para promover comparações com aplicações craniofaciais. O uso de adesivos para reter uma prótese facial é controverso, pois os adesivos são frequentemente usados na superfície de tecidos comprometidos, potencializando o risco de injúrias. Muitos adesivos não foram criados para o uso biológico, e existe pouca regulamentação ou controle para esses materiais. Os solventes usados para limpar a prótese danificam sua superfície e portanto reduzem seu tempo de vida útil .

Rubenstein (1995)⁴⁰ afirmou que após a introdução da osseointegração na disciplina de prótese buco maxilo facial, um número muito grande de centros para *casos de reconstrução extra-oral implanto suportada foi criado. Enquanto a maioria das pesquisas estava direcionada para a longevidade dos implantes craniofaciais, pouco foi relatado sobre como a prótese é retida.* Conduziu um relatório sobre os sistemas de retenção usados em 24 centros de reabilitação craniofacial americanos, 3 canadenses e 1 suíço. Concluiu que barra/clipes foi o sistema predominante para reter próteses auriculares. Uma variedade muito grande de fabricantes fornece os sistemas de encaixe de cliques, magnetos, e sistemas misturados para a retenção de próteses. Este estudo foi realizado à mando da Food and Drug Administration para obtenção de uma pré-aprovação para o uso de implantes extra-orais. Até a época deste estudo, apenas três dos seis centros canadenses haviam tratado pacientes com próteses auriculares implanto retidas, os outros haviam apenas instalado implantes extra-orais visando retenção de um dispositivo auditivo. Os centros canadenses não possuíam mandato do governo para testar a eficácia e a segurança deste tipo de tratamento.

Eufinger *et al.* (1995)¹⁴ relataram que o material ideal para um implante aloplástico extra-oral ainda não foi encontrado.

Tolman & Taylor (1996)⁴⁷ relataram que em treze de janeiro de 1995 foi concedida a permissão da Food and Drug Administration (FDA) para a Nobel Biocare liberando o sistema Branemark para a reabilitação craniofacial, porém Branemark já usava implantes osseointegráveis para a retenção de próteses auriculares desde 1977. Com a estandarização do procedimento cirúrgico e dos materiais usados em

sua pesquisa com pacientes irradiados, cinco variáveis puderam ser analisadas. 1) Dose da radiação. 2) Intervalos entre a radiação e a colocação do implante. 3) Intervalos entre o primeiro e o segundo estágio cirúrgico. 4) Tipo de osso e 5) Uso de oxigenação hiperbárica como terapia adjunta. Com esses dados, os autores afirmaram que não pareceu haver relação entre a dose da radiação e a falha do implante, e o aumento do intervalo entre a irradiação e a fixação dos implantes promoveu um resultado melhor da osseointegração. O tratamento combinado com oxigenação hiperbárica reduziu a perda de implantes com o tempo. O efeito positivo da oxigenação hiperbárica como terapia adjunta em outros procedimentos de reconstrução cirúrgica é bem documentado, e deve ser considerado um tratamento disponível. A diferença no volume e na densidade do osso resultou em uma irradiação com um efeito mais destrutivo na vascularização do local, comprometendo a capacidade de osseointegração. A cicatrização óssea gradual porém incompleta durante o período de um ano, indicou que a implantação de materiais estranhos ou cirurgias reconstrutivas em osso previamente irradiado tem provavelmente mais sucesso quanto mais tempo passar após a irradiação.

Wolfaardt, Coss & Rejean (1996)⁵⁹ descreveram um procedimento que foi desenvolvido para promover um design da barra que visa minimizar momentos de tensão nos implantes, facilitar a higienização, e criar uma subestrutura de resina acrílica que pode ser duplicada sem a necessidade da remoção da barra do paciente. O design inicial era balanceado com a barra passando pela tangente da superfície dos cilindros de ouro, o que significa que as cargas produzidas pelos cliques nos cantilevers das barras produziam um momento de tensão. Este design antigo também criava um contorno excessivo ou dificuldade de higienização, sempre na frente da barra, excluindo esta área durante as limpezas de rotina. Por isso deu-se preferência para um design onde a barra percorre e atravessa o centro dos cilindros de ouro, o que melhora a higiene e limita momentos de tensão.

Wolfaardt & Coss (1996)⁵⁸ revisando artigos sobre próteses craniofaciais não encontraram nenhuma técnica que permitisse 1) o processamento da prótese sem que a barra fosse usada no modelo; 2) duplicação rápida na substituição da *subestrutura de resina acrílica* e 3) *espaço suficiente para aeração da pele*. Descreveram uma técnica que além de resolver estes problemas ainda conseguiu uma margem anterior bem adaptada na pele que não dependeu da redução arbitrária do modelo de gesso.

Lemon *et al.* (1996)²⁸ relataram que uma das maiores dificuldades da escultura é construir uma orelha da forma espelhada da remanescente, e descreveram uma técnica que produz uma imagem espelhada da orelha. Até então, as técnicas baseavam-se em métodos como usar linhas paralelas transferindo-as de um modelo à outro, ou sobreposição de um diapositivo na forma da orelha antes de esculpir. Nesta técnica, os autores fizeram uma simples cópia da orelha contralateral num papel transparente e o colocaram invertido sobre o modelo de trabalho.

Choung (1996)⁸ diz que a maioria dos retalhos pós-auriculares possuem a desvantagem de serem realizados em dois estágios, e que o retalho “Ilha Fasciocutânea Auriculomastóide” desenvolvido por sua equipe supera este problema na reconstrução craniofacial.

Dumbrigue, Fyler & Mercier (1997)¹² apresentaram um procedimento alternativo para manter a adaptação da margem anterior da prótese auricular com a pele durante a movimentação. Relataram que a margem anterior da prótese aplica uma pressão positiva na pele e isso resulta em uma adaptação apertada, mas isso não é um problema pois essa margem anterior de silicone é fina e flexível. A troca ou o reparo da orelha artificial pode ser necessária devido a três fatores principais; 1) perda da coloração principalmente após exposição ao sol e água do mar; 2) rasgamento ou perda da adaptação da fina margem anterior com a pele; 3) perda da adesão entre a concha de resina acrílica e o Cosmesil. A recoloração extrínseca é usada algumas vezes para retocar, mas a vida útil de qualquer prótese não passa de 36 meses. Com o uso de modelos já existentes, é possível produzir rapidamente orelhas substitutas para próteses descoloradas; a não ser em casos onde houve mudança dos contornos marginais.

Klein, Newmann & Bier (1997)²¹ avaliaram a disponibilidade óssea para implantes extra-orais (três ou quatro milímetros de altura e 3.75 de diâmetro) em defeitos faciais através de estudos com tomografia computadorizada, em 14 pacientes com próteses auriculares, e concluíram que existem áreas entre 2 e 8 milímetros de profundidade na região auricular, especificamente no processo mastóide, e a largura é sempre suficiente. Nos defeitos faciais, geralmente há osso suficiente para serem instalados implantes para a retenção de próteses faciais. Em três anos de acompanhamento, houve 100% de sucesso e não existiram complicações sérias de irritação da pele. relataram que é preciso de pelo menos três meses para haver a osseointegração.

Cheng *et al.* (1998)⁷ apresentou um método para a fabricação do guia cirúrgico através de máquina formadora de vácuo, que faz com que todos os elementos de retenção fiquem confinados dentro dos contornos anatômicos da prótese, mas com a desvantagem deste procedimento precisar de um modelo de trabalho a mais para a fabricação do guia na máquina de vácuo.

Boyde & Kingsmill (1998)⁵ estudando as mudanças no osso com a idade, concluíram que afirmações comuns sobre as mudanças no osso devido a tempo e osteoporose são muito simplificadas, e que a mandíbula difere suficientemente de outros locais no crânio, portanto não se deveria transportar as descobertas na mandíbula para outros locais do crânio com os mesmos propósitos. As mudanças na estrutura óssea com a idade só foram estudadas por imagens radiográficas, estéreo-fotografia, microscópio ótico, luz microscópica circular polarizada, e microscopia eletrônica, mas o estudo do osso como um objeto tridimensional ao invés de em fatias finas permitiu uma melhor análise da remodelação e do grau de mineralização.

Cavalcanti *et al.* (1998)⁶ verificaram a precisão (validade) de uma imagem bidimensional reformatada por um tomógrafo computadorizado espiral na implantodontia. Oito cabeças de cadáveres foram escaneadas por um tomógrafo (S/Xpress, Toshiba - América, Tustin, CA). Os dados da imagem foram transferidos para uma central computadorizada via cabo. Usando gráficos computadorizados, os dados foram analisados com reformatação ortoradial usando o protocolo Toothpix (Cemax, Fremont, CA, USA). Foram realizadas medidas lineares por dois radiologistas orais da borda superior do forâmen até a crista alveolar, e da borda inferior do forâmen até a base inferior da mandíbula. Os tecidos moles foram removidos e mensurações físicas foram feitas usando-se um digitalizador eletromagnético 3 Space (Polhemus, Colchester, VT) com um computador pessoal rodando windows 95. Concluíram que as diferenças entre as mensurações (física e tomográfica) existiram, mas não foram significantes estatisticamente. Estas imagens podem portanto ser usadas para analisar a quantidade óssea do complexo craniofacial e avaliar um tratamento.

Segundo Wright *et al.* (1999)⁶¹, até 1993, ainda estava pendente a aprovação da FDA para implantes osseointegráveis extra-orais. Após os primeiros trabalhos publicados, o uso de implantes osseointegráveis extra-orais provou que podia reter e estabilizar uma prótese. O implante que suporta o aparelho auditivo (BAHA) também é um melhor transmissor de som para o ouvido interno. Os estudos iniciais de

implantes extra-orais foram feitos apenas para reter uma BAHA, e a partir daí expandiram-se para a retenção de uma prótese externa.

Segundo Wang & Andrés (1999)⁵², imagens de tomografia tridimensional computadorizada ou de laser tem sido combinadas com o sistema CAD/CAM para a fabricação laboratorial da prótese. No entanto, computadores e maquinário sofisticado precisam ser simplificados e ter o custo reduzido para poderem ser comumente usados pelos clínicos. Inicialmente, a prótese implanto-retida era limitada a pacientes com mais de quinze anos de idade, devido à maior espessura do osso temporal e processo mastóide para a ancoragem do implante. Relataram que a BAHA é melhor do que o aparelho auditivo convencional, pois promove melhor retenção e suporte para o aparelho auditivo, causa menos irritação na pele e é cosmeticamente mais agradável. A localização procura ser dentro do processo mastóide afetado. O ponto de inserção superior é identificado pela junção da hélix com a face, e o inferior é formado pela junção do lóbulo com a face normal. Juntos, esses pontos indicam a posição ântero-posterior da orelha em estudos antropométricos.

Wang (1999)⁵⁰ descreveu uma técnica para a confirmação da localização dos implantes craniofaciais em crianças que precisam de próteses auriculares, usando tomografia computadorizada e guia cirúrgico.

Asher *et al.* (1999)³ descreveram um procedimento para a fabricação e uso de um guia cirúrgico tridimensional feito de resina acrílica pura. A literatura está repleta de informações explicando o uso de guias cirúrgicos para implantes intra-orais. Várias fontes descreveram a importância dos guias cirúrgicos para otimizar a colocação de implantes extra-orais. Planejando, os *abutments* e os elementos de retenção ficarão escondidos embaixo da prótese e não irão interferir no resultado estético final. A literatura ainda não está clara quando descreve a confecção de um guia cirúrgico. Os tipos de guia cirúrgico descritos na literatura variam de placas fabricadas por máquinas formadoras de vácuo a arcos de face modificados, e com o trabalho destes autores, placas de resina acrílica tridimensionais já na forma da prótese final. Quando o guia possui a forma da prótese, é mais fácil posicioná-lo corretamente durante a cirurgia porque ele encaixa em estruturas anatômicas do paciente, como o meato acústico externo. Se o local cirúrgico não possuir um meato, o guia pode ser comparado com a posição da orelha do outro lado pois é tridimensional.

Wang (1999)⁵¹ relatou um procedimento para a fabricação de um guia cirúrgico a partir de uma montagem em cera para diagnóstico sem destruir o modelo padrão de cera, o que facilitou encontrar a localização ideal para os implantes.

Penkner *et al.* (1999)³⁶ relataram que a imagem reversa da orelha de um membro da família ou pessoa compatível são métodos conhecidos para um diagnóstico de cera, bem como imagem espelhada da orelha contralateral, mas técnicas com modelos tridimensionais é algo relativamente novo. O tecido mole cobre o osso adjacente, tornando impossível a fabricação de um modelo combinado de tecidos duro e mole. Relataram um método, usando os contornos da superfície do tecido mole em uma tomografia computadorizada, para fabricar um modelo tridimensional espelhado do tecido mole gerado por computador, feito a partir de um bloco sólido de poliuretano em uma máquina torneadora Endoplan. O modelo é usado como base para a escultura em cera. Este modelo tridimensional não apenas permitiu a localização precisa do defeito ósseo e planejamento dos implantes, mas também uma reprodução simétrica das estruturas perdidas.

Wooten, Sullivan & Surpure (1999)⁶⁰ estudaram a geração de calor em implantes com aplicações de laser de dióxido de carbono, e concluíram que a temperatura dos implantes aumentou com a aplicação deste tipo de raio laser. A temperatura dos implantes foi diretamente relacionada ao tempo de exposição e potência. Todas as temperaturas de suas pesquisas voltaram ao normal após um minuto no máximo.

Montaser *et al.* (1999)³¹ relataram que o laser de dióxido de carbono, quando descontamina a superfície de um implante intra ou extra-oral, pode causar uma reação de corpo estranho devido à camada de carbono.

Kubon, Kurtz & Piro (2000)²⁴ relataram uma técnica para a moldagem de uma orelha parcial, onde dobras anatômicas severas associadas a remanescentes de tecido ou um local defeituoso podem freqüentemente dificultar a obtenção de uma moldagem precisa. Para isso, os autores usaram uma mistura de materiais de moldagem.

Allen *et al.* (2000)¹ relataram que enquanto a retenção é alcançada através da implantodontia, existe um potencial considerável para o aparecimento e acúmulo de sujeiras nos tecidos ao redor dos implantes. Isto pode levar a irritação da pele, infecções, desconforto do paciente e até perda do implante. Realizaram um estudo visando descrever a efetividade de um protocolo de higiene prescrito para pacientes

que receberam próteses craniofaciais implanto-retidas. A conclusão dos autores foi que um regime de higiene intensiva ajudou a manter a saúde do tecido ao redor dos abutments, embora tenha exigido muito em termos de tempo profissional. Os autores descreveram um protocolo para a higienização das próteses auriculares; 1) Cotonetes umedecidos em água com peróxido de hidrogênio (50%) são usados para remover a sujeira ao redor dos abutments. 2) Uma escova interdental com cerdas macias é usada para limpar a parte superior dos abutments. Quando houver uma barra retentora, usa-se fio dental em tufos (Superfloss) para a limpeza dos abutments e da superfície inferior de barra. 3) A prótese de acrílico ou silicone é limpa com uma escova de dentes macia e sabão neutro. O paciente é encorajado a remover a prótese enquanto dorme, para expor a pele ao ar, com o propósito de diminuir o risco de contaminação da pele coberta pela prótese por fungos ou bactérias.

Gary, Albright & Bernhart (2000)¹⁵, relataram que deve ser feita uma cautelosa redução subcutânea do tecido na época do segundo estágio cirúrgico, quando forem instalados os *abutments*.

Kubon, Kurtz & Piro (2000)²⁴ relataram um caso em que devido a uma infecção recorrente foi criada cirurgicamente uma cavidade, para promover acesso ao osso mastóide para limpezas periódicas do pavilhão auricular.

Weischer & Mohr (2000)⁵⁵ descreveram um estudo para uma nova aplicação de implantes extra-orais, derivado das próteses auriculares, como elementos de ancoragem para uma peruca. Em dois pacientes, seis implantes foram instalados (em cada um) e magnetos foram usados para retenção, e uma peruca implanto-retida foi fabricada. Após 22 meses, nenhum implante havia falhado.

Terakado *et al.* (2000)⁴⁶ apresentaram um novo tomógrafo modificado, desenvolvido para alta resolução no diagnóstico com imagens tridimensionais para a região oral e maxilofacial, que produz pouca dose de radiação, alta resolução, e imagens tridimensionais a partir de qualquer imagem gravada num computador sem a necessidade de re-exposição quando uma vista um pouco diferente é necessária.

Tyndall *et al.* (2000)⁴⁸ afirmaram que a American Academy of Oral and Maxilofacial Radiology relatou um trabalho posicionando-se em relação ao critério de seleção para a imagem da região que receberá o implante. A tomografia convencional (linear e multidirecional) tem sido usada por muitos anos. A tomografia computadorizada reconstitutiva tem sido utilizada por vários profissionais. No

entanto, a revisão da literatura não mostra um consenso nos critérios de seleção para o uso dessas duas modalidades.

Parks (2000)³⁴ descreveu um artigo mostrando os princípios básicos e as aplicações dentais da tomografia computadorizada. Após vinte e cinco anos da realização da primeira tomografia computadorizada ocorreram mudanças tecnológicas, que permitiram que um sistema de imagem que precisava em 1972 de cinco minutos para produzir a imagem de uma fatia de tecido, utilize hoje em dia um estudo do tecido total imediatamente. Os tipos de estudo mudaram dramaticamente durante a última década com a introdução de tomografias helicoidais e espirais. Computadores com velocidades aumentadas permitem hoje uma reconstrução da imagem quase instantânea.

Kawamata, Arijji & Langlais (2000)²⁰ descreveram um artigo que realça os desenvolvimentos em imagens de tomografia computadorizada tridimensional e como esta modalidade pode ser utilizada na região maxilofacial. Tomografias em hélice ou em espiral, em combinação com técnicas de tradução tridimensionais, produzem uma imagem de alta qualidade e geram uma quantidade de dados adequada para criar imagens tridimensionais, com um menor tempo de escaneamento e menor radiação quando comparado com tomografias convencionais.

Kuttenberger & Hardt (2001)²⁵ relataram que após a remoção de um tumor, qualquer reconstrução craniofacial em que se use titânio é contraindicada.

Wilcox *et al.* (2001)⁵⁷ disseram que é indicado revisar os tecidos que rodeiam os implantes para remoção de pequenas quantidades de hiperplasias (como crescimento de tecido entre um *abutment* solto e o implante), revisão da gengiva aderida para promover um perfil anatômico emergente e a performance de um segundo estágio cirúrgico (reabertura) sem complicações. O laser e a eletrocirurgia (bisturi elétrico) já foram propostos para este procedimento, mas existe um consentimento no fato de que um contato acidental do laser ou do bisturi elétrico com o implante metálico possa aumentar a temperatura da superfície do implante, com a subsequente perda da osseointegração. Os estudos envolvendo raios laser possuem resultados que se conflitam, enquanto na eletrocirurgia pouco tem sido publicado

Dupoirieux *et al.* (2001)¹³ estudaram o efeito de membranas para a regeneração óssea guiada em crânios de ratos, e relataram que a eficácia dessas

membranas deveria ser documentada em modelos experimentais estandarizados antes de serem aprovadas para uso no crânio de humanos.

Norton & Gamble (2001)³³ apresentaram uma nova escala de classificação óssea baseada na densidade do osso, usando a tomografia computadorizada.

Segundo Almong, Torrado & Meitner (2001)² a pesquisa e a experiência demonstrou que o sucesso dos implantes está relacionado com um plano de tratamento cauteloso e bem desenvolvido. Afirmaram que nos anos mais recentes, uma variedade de autores reportou que estudos radiográficos tridimensionais promovem uma orientação anatômica duvidosa.

Schropp, Wenzel & Kostopoulos (2001)⁴¹ avaliaram a credibilidade da tomografia convencional no diagnóstico de localização de áreas para instalação de implantes. Foram realizadas radiografias periapicais e panorâmicas em quarenta e seis pacientes para poder definir-se qual seria o melhor local para a instalação de implantes. Após a instalação dos implantes, foram realizadas tomografias convencionais da região. O tamanho dos implantes na tomografia foi comparado com o tamanho real do implante instalado, e as medidas foram semelhantes em 87% dos casos. Em 70% dos casos, o cirurgião mudou o tamanho do implante no ato cirúrgico, mesmo tendo planejado antes com a tomografia.

Kaepler, Nestle & Reinert (2001)¹⁹ descreveram uma técnica para conseguir-se uma imagem do processo mastóide baseada em uma modificação do programa para tomografia coronal da orelha, usando um aparelho Scanora, que é um raio X multimodal para imagens maxilofaciais. Nesta técnica modificou-se a posição da cabeça do paciente para uma tomografia coronal da orelha. Concluíram que esta técnica foi de grande valor clínico no planejamento de implantes e avaliação pós operatória do osso temporal, e que mostrou uma imagem do osso temporal e processo mastóide melhor do que uma radiografia convencional.

Lecomber *et al.* (2001)²⁶ compararam as doses de radiação em protocolos de imagens para implantes dentais, e a tomografia computadorizada foi a que mais emitiu radiação para o paciente comparada com radiografias panorâmicas, cefalometrias, e tomografias lineares. Concluíram também que as técnicas de tomografia computadorizada forneceram imagem excelentes, mas com uma emissão de radiação muito maior, e a radiografia panorâmica unida a uma tomografia linear puderam fornecer informações clínicas adequadas com uma dose de radiação bem reduzida.

White *et al.* (2001)⁵⁶ relataram que a American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology desenvolveu parâmetros de cuidado radiológico que promoveram guias para o uso de radiografias prescritas para o diagnóstico de doenças, planejamento de tratamentos, e acompanhamentos de doenças da região maxilofacial. Esses parâmetros foram baseados nas melhores evidências disponíveis na literatura científica, e são revisados a cada três anos.

Segundo Serriah *et al.* (2001)⁴², vários artigos publicados discutiram as vantagens e as desvantagens da reconstrução protética do pavilhão auricular, que é um tratamento aceitável para pacientes com defeitos craniofaciais e pode ser preferível do que reconstruções cirúrgicas complexas. Muitos aspectos da administração dos implantes craniofaciais extra-orais são, entretanto, controversos, incluindo a definição de osseointegração, o assunto da oxigenação, a natureza da superfície pele/implante, e a redução do tecido subcutâneo.

Birkfellner *et al.* (2001)⁴ relataram um protocolo de registro para a imagem guiada na implantodontia, onde foi possível localizar *in vitro* a exata localização e angulação de um implante na região óssea correspondente conectando-se o contra ângulo com a fresa num computador. Este sistema teve o potencial de reduzir o risco intraoperatório de causar danos à estruturas anatômicas críticas, minimizou os esforços para a confecção da prótese e facilitou a tarefa de transferir o planejamento pré operatório precisamente para a sala cirúrgica. Esses métodos utilizam sistemas de rastreamento magnético durante o posicionamento intraoperatório da fresa de implante.

Taft, Gonten & Wheeler (2001)⁴⁵ relataram que o paciente com a audição prejudicada possui desvantagens no processamento rápido de informações, incluindo a fala, localização de sons no espaço e a naturalidade biauricular. O uso de dispositivos auditivos não é possível para todo paciente que usa prótese auricular implanto-suportada. Existem situações em que o ouvido não pode adaptar-se a um aparelho auditivo convencional (por exemplo otite crônica) e situações em que o canal auditivo externo não aceita o aparelho (atresia congênita do canal e otite supurativa crônica). Um aparelho auditivo localizado atrás da orelha consiste de um módulo que contém um microfone, um amplificador, uma bateria e um altofalante, e é instalado atrás do pavilhão auricular. O alto falante interno é conectado ao meato externo através de um pequeno tubo que percorre o pavilhão e entra dentro do ouvido externo através de um molde. Descreveram um método para adaptar um

aparelho auditivo em pacientes que não podem retê-lo com implantes. Essa adaptação é realizada com a ajuda de uma fita de velcro que prendeu o aparelho na prótese auricular.

Deppe *et al.* (2001)¹⁰ pesquisaram a capacidade do laser de dióxido de carbono esterilizar a superfície do implante exposta por reabsorção óssea, e concluíram que este laser pode ser usado para esterilizar a superfície de um implante e regenerar uma pequena quantidade de osso ao redor de um implante num modelo canino. Esta área requer maiores investigações para avaliar se técnicas adicionais, como o uso de proteínas morfogenéticas ósseas, podem promover o preenchimento completo dos defeitos ósseos ao redor do implante.

Kubon (2001)²³ descreveu uma técnica para criar uma margem anterior da prótese auricular que se adaptasse bem com a pele. A margem da prótese era flexível e mantinha contato sem distorção mesmo através de uma movimentação completa da mandíbula.

Lemons & Chambers (2002)²⁷ descreveram uma técnica para incorporar um novo *attachment* retentivo, o sistema Slant-Lock (Evelyn Co, Tulsa, Okla), dentro da subestrutura de resina de uma prótese auricular implanto-retida.

Morrison, Kubon & Anderson (2002)³² afirmaram que pacientes que pensam em usar uma prótese auricular se deparam com um enorme número de informações novas. É importante que estes pacientes tenham um entendimento total dos passos envolvidos. Para isso os autores descreveram uma técnica para produzir um modelo de ensino tridimensional, que ajuda a esclarecer ao paciente que necessita de prótese auricular sobre todo o processo da osseointegração. O modelo ilustra os estágios da fabricação da prótese auricular e pode ser usado para demonstrar a correta higienização.

Dörtbudak, Haas & Pokorny (2002)¹¹ examinaram os efeitos do laser de baixa potência em macacos, na osseointegração de implantes e na reabsorção do osso ao redor de implantes, e relataram que o laser de baixa potência teve efeitos positivos na osseointegração de implantes mas não afetou a reabsorção óssea.

Kreisler *et al.* (2002)²² estudaram os efeitos de vários tipos de laser na superfície de implantes dentais, e relataram que alguns tipos não puderam ser usados para a descontaminação da superfície de implantes.

Roumanas *et al.* (2002)³⁹ realizaram um estudo comparando a sobrevivência das próteses auriculares com outros tipos de próteses craniofaciais, num período de

14 anos, e concluíram que tanto as próteses auriculares quanto as próteses da cavidade piriforme tiveram um prognóstico mais favorável do que as próteses da cavidade orbital, especialmente em locais irradiados. As prótese auriculares retidas por implante não são o tratamento de eleição para todos os pacientes com defeitos faciais. Esses pacientes devem ser cuidadosamente avaliados e muito bem informados. Os implantes osseointegrados tiveram um impacto dramático na aceitação do paciente para próteses faciais.

Proposição

O objetivo deste trabalho foi avaliar a espessura óssea de diferentes pontos localizados no osso temporal visando a instalação de implantes extra-orais para a retenção de prótese auricular implanto-suportada, pois não foi encontrado na literatura um local onde seja seguro fixar de implantes sem o auxílio da tomografia.

Assim o cirurgião poderá ter, durante o ato cirúrgico, uma alternativa a mais para a fixação dos implantes extra-orais se algum imprevisto não permitir que seja realizada a instalação na região desejada.

Materiais e Método

Foram realizadas mensurações na espessura óssea do osso temporal em vinte e um crânios de adultos (Figura 1), independente de sexo ou raça. Todos os crânios tiveram a calota craniana removida. Os ossos parietais e parte do osso occipital foram removidos de modo que se pudesse observar a região interna do crânio e introduzir-se um instrumento para a mensuração.



Figura 1 – vista dos crânios utilizados no estudo

Todas as mensurações foram executadas no lado esquerdo dos crânios e o instrumento usado para mensurar foi um compasso externo para medidas antropométricas* (Figura 2).

* Compasso fabricado e cedido pelo Departamento de Odontologia Legal da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

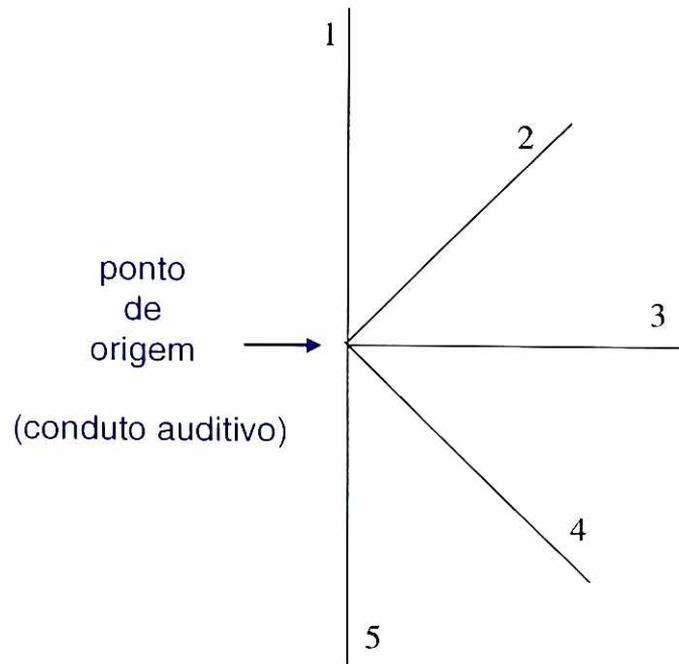


Figura 2 – Compasso para medidas antropométricas

Para padronizar as mensurações, com a intenção de que elas fossem realizadas sempre na mesma região, independente de variações no tamanho dos crânios, foram traçadas quatro linhas, com o conduto auditivo como ponto de origem. Cada linha recebeu uma marca a cada cinco milímetros, mas as marcas só foram feitas a partir de dez milímetros do conduto auditivo, pois uma distância menor do que essa talvez não seja segura para a instalação de um implante devido a proximidade com o conduto.

Para padronizar as linhas e as marcas a cada cinco milímetros que seriam feitas no crânio, foi construído um guia .

Esse guia possui uma haste de metal curva. Esta haste foi construída diminuindo-se a curvatura de um limpador de metal para língua. Após esta haste estar devidamente curvada, foi desenhado em uma folha de papel um traçado das linhas onde os pontos iriam se localizar. As linhas receberam números de 1 a 5. A linha 2 é a bissetriz entre as linhas 1 e 3 e a linha 4 é a bissetriz entre as linhas 3 e 5. A linha 5 não foi utilizada para marcar pontos nos crânios deste estudo pois fica abaixo do conduto auditivo, na região da articulação têmporo-mandibular, estrutura anatômica inadequada para a instalação de um implante, mas como é simplesmente a continuação da linha 1, ela deve existir pois auxilia na visualização do guia no ato cirúrgico. O motivo de terem sido escolhidas 5 linhas nesta disposição foi a facilidade que o cirurgião terá de imaginá-las no momento cirúrgico. As linhas obedeceram o esquema da figura 3 :



- Figura 3 – Esquema das linhas que tem origem no conduto auditivo (ponto de origem). A linha 5 não faz parte das mensurações.

A haste de metal foi então sobreposta à folha de papel, com a parte côncava da curvatura voltada para o ponto de origem, para facilitar a marcação dos pontos e a estabilização do guia. Foram realizados sulcos com um disco de carborundum exatamente onde as linhas cruzavam com a haste metálica. Nos sulcos foi amarrado fio dental e todas as linhas então foram unidas no ponto onde se cruzavam (ponto de origem). Para se ter certeza de que o guia inteiro não iria sofrer nenhum tipo de desajuste o ponto de origem foi fixado com resina acrílica vermelha ativada quimicamente (Duralay), bem como todos os locais onde o fio dental foi amarrado na haste metálica. Foi escolhido fio dental pois este permite marcação de pontos com uma caneta esferográfica, o que não ocorre com um fio de nylon.

No fio dental foram feitas as marcações com caneta esferográfica a partir de dez milímetros do conduto auditivo, para evitar proximidade e após a cada cinco milímetros, num total de sete marcas por linha. Esta distância entre as marcações foi de 5 milímetros para evitar espaços que não fossem mensurados. As marcas foram feitas com caneta esferográfica vermelha, mas só foram utilizadas seis marcas, pois a sétima já estava praticamente fora do osso temporal e além da borda externa da orelha.

A linha 3 foi fixada no guia com excesso na região anterior ao ponto de origem (conduto auditivo), para que este excesso pudesse ser puxado manualmente e ficasse sobrepondo o arco zigomático, para haver paralelismo em todos os crânios e impedir que o guia fosse sobreposto nos crânios com angulações diferentes. Mesmo que puxado com força, o fio dental não deformava o guia. As figuras 4A e 4B mostram o guia pronto para ser usado.

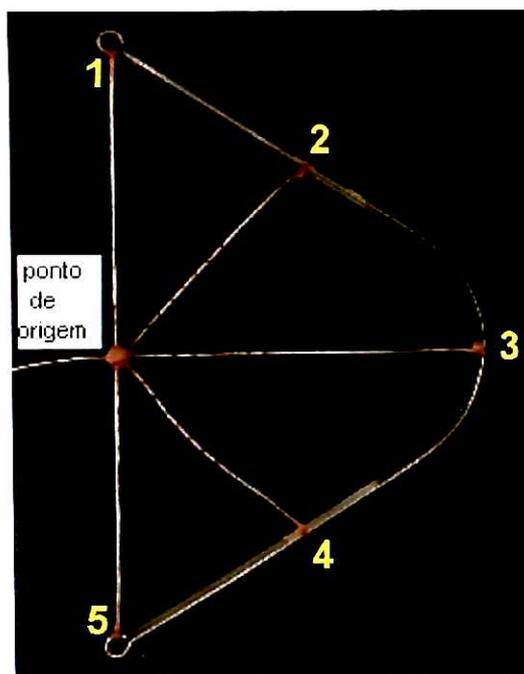


Figura 4A – Guia para marcação dos pontos no crânio

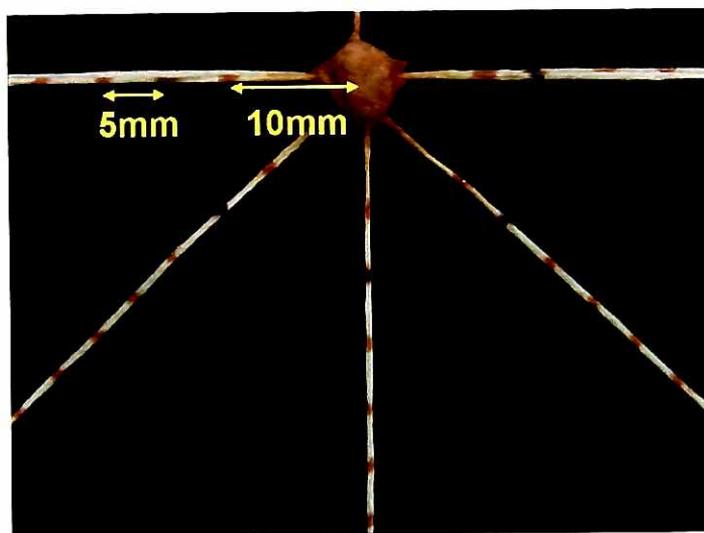


Figura 4B – Distância entre os pontos marcados no guia

O guia então foi colocado sobre o lado esquerdo do crânio, que foi escolhido aleatoriamente. O lado direito dos crânios não foi mensurado para evitar uma possível repetição dos resultados, e porque o principal valor das mensurações deste trabalho foi a menor espessura encontrada, e não a média, como será descrito nos resultados. O ponto de origem coincidiu sempre com o conduto auditivo para padronização, e esse procedimento foi realizado visualmente com certa facilidade (Figuras 5A e 5B). Com o guia em posição, realizou-se as marcações dos pontos no crânio com uma lapiseira (Figura 6).

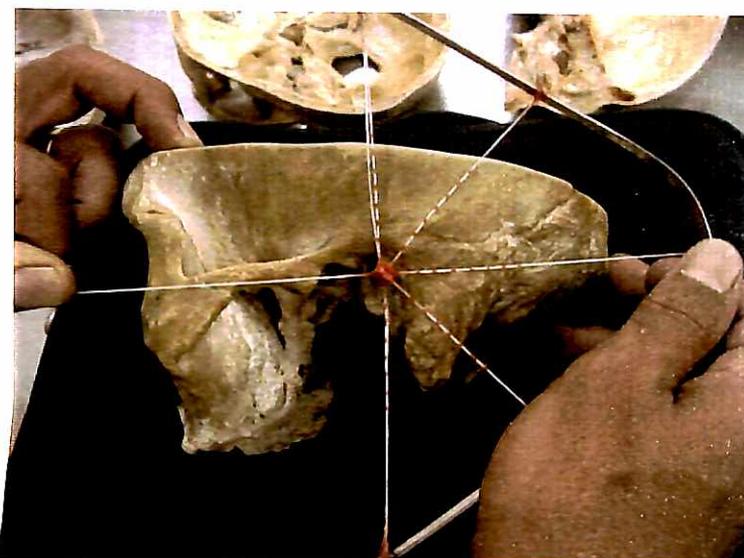


Figura 5A - Ponto de origem coincidindo com o conduto auditivo, e a linha excedente passando sobre o arco zigomático

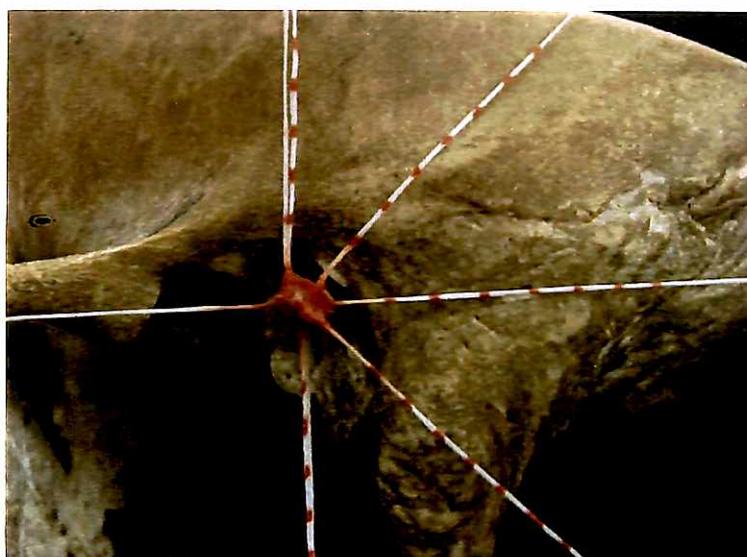


Figura 5B – Vista com maior aumento

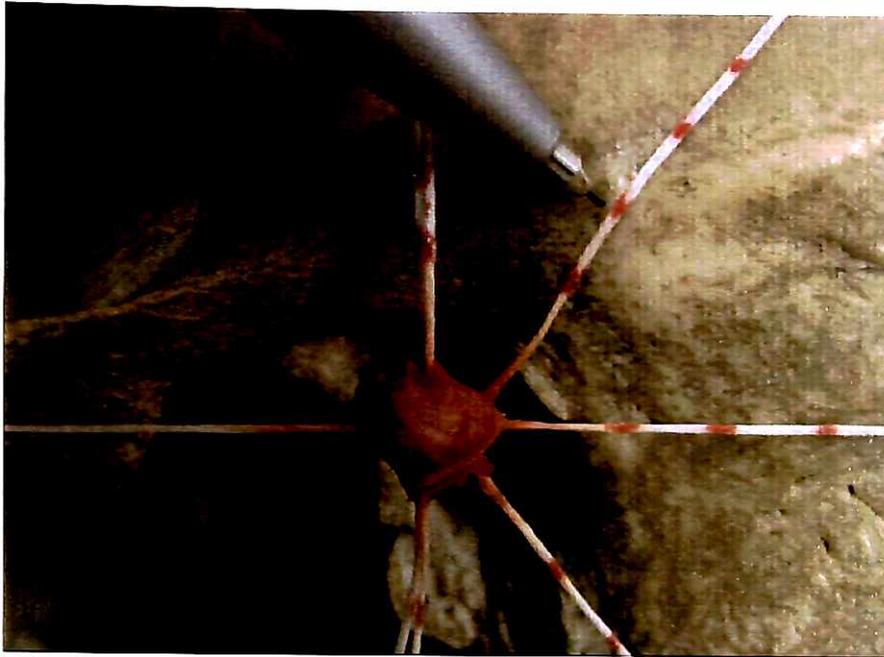


Figura 6 – Momento da marcação dos pontos no crânio

Depois de todos os pontos marcados (Figura 7), cada ponto recebeu uma letra de "A" a "X" como mostra a figura 8. Esse procedimento facilitou o entendimento dos resultados pois evitou que fosse preciso citar o número da linha em que os pontos se localizam.



Figura 7 – Pontos marcados no crânio

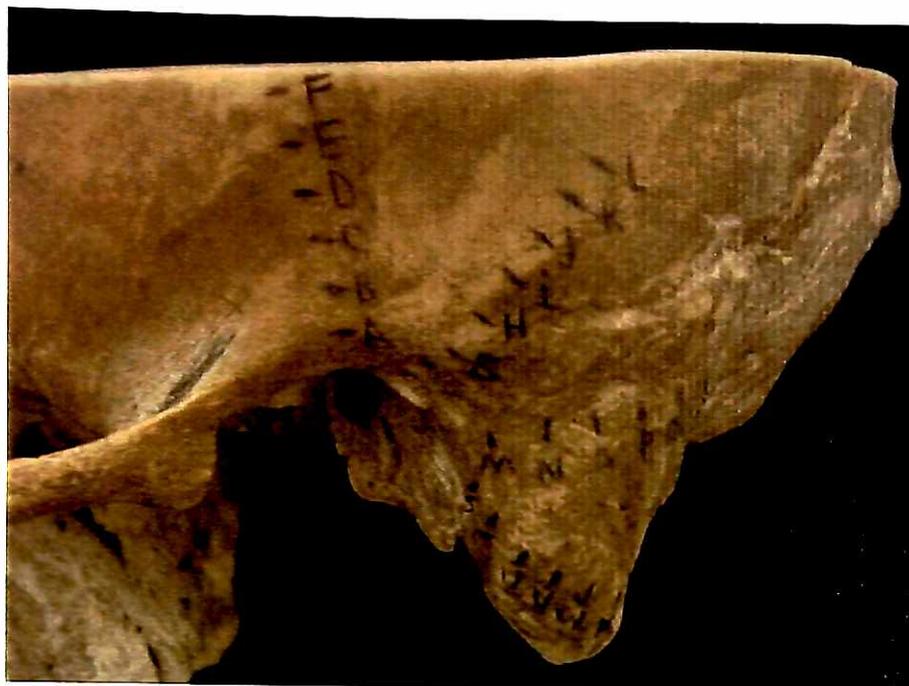


Figura 8 – Cada ponto e sua letra correspondente

Cada letra então recebeu uma mensuração com o compasso de medidas antropométricas (Figuras 9A e 9B). O valor da mensuração refere-se à espessura entre a superfície externa e a superfície interna do osso temporal, que está em contato com a *dura mater* (Figura 10). As mensurações obtidas foram anotadas e uma tabela foi construída para facilitar o entendimento dos resultados.



Figura 9A - Momento da mensuração em vista lateral



Figura 9B - Vista coronal, onde se visualiza as duas extremidades do compasso

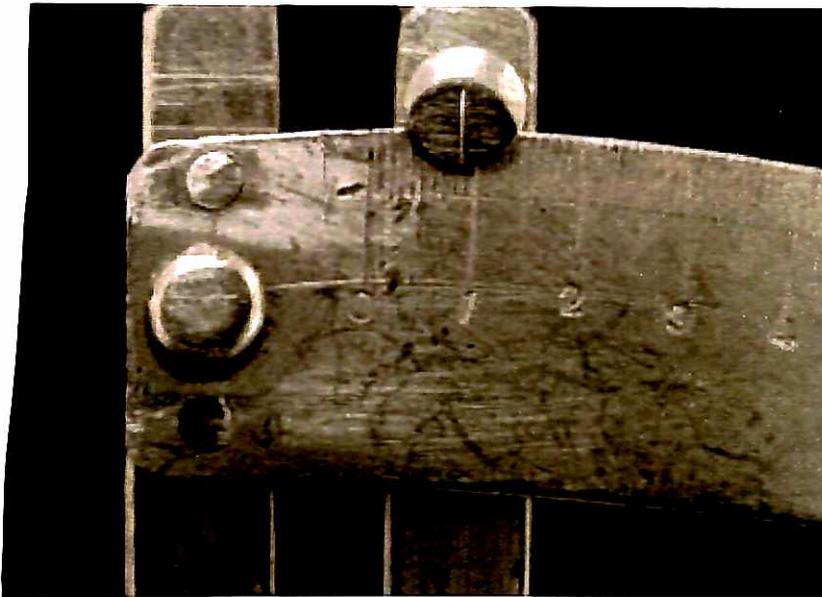


Figura 10 – Mensuração obtida em milímetros

Esperava-se obter vinte e quatro valores de espessura óssea por crânio, porém isso não foi possível como constataremos nos resultados.

Resultados

A figura 11 mostra a visualização dos resultados obtidos nas mensurações.

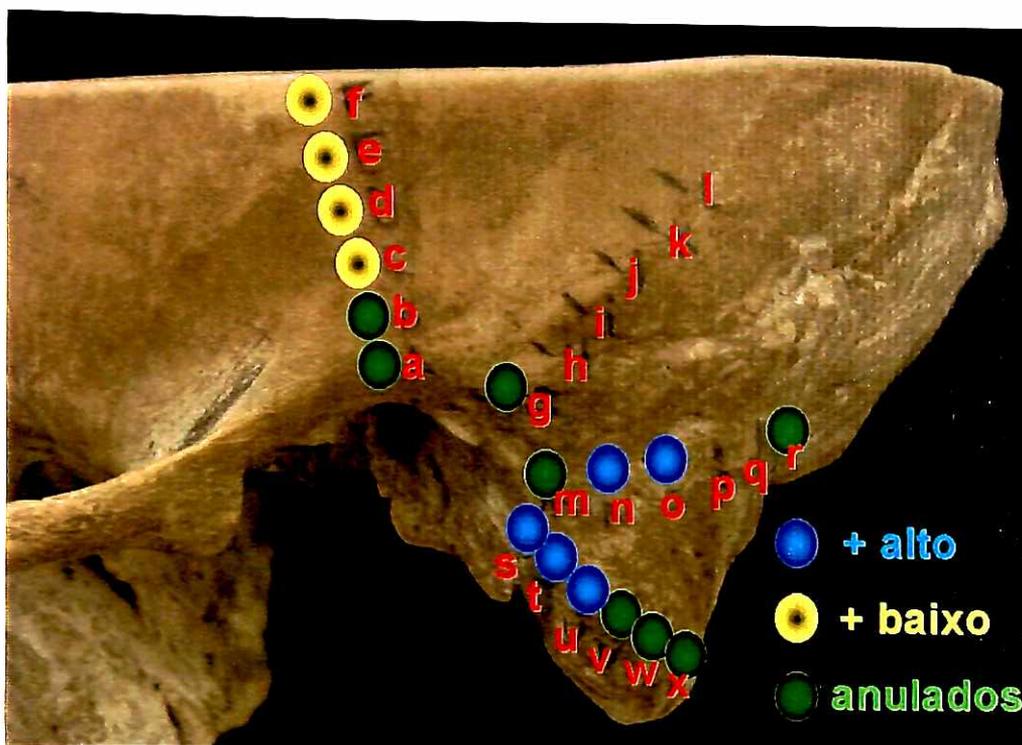


Figura 11 – Visualização do resultado das mensurações: Azul - maiores espessuras; Amarelo - menores espessuras; Verde- mensurações impossíveis ou anuladas.

A Tabela 1 mostra a análise estatística descritiva referente à espessura óssea dos pontos mensurados nos crânios secos. As médias de espessura óssea mais altas foram obtidas pelos pontos N, O, S, e T. Os valores mais baixos foram obtidos pelos pontos C, D, E, e F. A variabilidade encontrada para as medidas feitas nos diferentes crânios foi relativamente alta, sendo que os coeficientes de variação (CV) foram de 25% até 74%. Dessa forma, é importante que se observem os valores mínimos e máximos de espessura óssea de cada ponto. Com relação aos valores mínimos, as espessuras variaram desde 1,0 até 8,0 mm. Já os valores máximos variaram desde 2,0 até 26,0 mm. O valor mais importante deste trabalho é a espessura mínima dos pontos, pois, se for considerada a média das mensurações, existe risco da espessura ser menor do que esperava-se no momento da cirurgia.

Tabela 1 – Médias (\pm desvio padrão) e valores mínimos e máximos da espessura óssea dos diferentes pontos mensurados em crânio seco (CV: coeficiente de variação; n: número de crânios usados para medir cada ponto)

Ponto	Média \pm Desvio Padrão (mm)	Mínimo	Máximo	CV (%)	n
a	*	*	*	*	*
b	*	*	*	*	*
c	1,2 \pm 0,6	1,0	3,0	49	21
d	1,3 \pm 1,0	1,0	5	71	21
e	1,2 \pm 0,5	1,0	2	42	21
f	2,6 \pm 1,9	1,0	10,0	73	21
g	*	*	*	*	*
h	10,0 \pm 7,4	4,0	26,0	74	8
i	7,9 \pm 4,7	2,0	24,0	59	21
j	7,6 \pm 4,6	2,0	20,0	61	21
k	7,2 \pm 3,3	4,0	17,0	46	21
l	6,7 \pm 3,1	4,0	17,0	47	21
m	*	*	*	*	*
n	14,0 \pm 3,7	7,0	20,0	26	21
o	12,0 \pm 3,7	6,0	18,0	31	21
p	10,0 \pm 4,0	5,0	19,0	40	21
q	9,4 \pm 3,7	5,0	18,0	39	16
r	*	*	*	*	*
s	11,6 \pm 2,9	8,0	18,0	25	21
t	11,6 \pm 2,9	8,0	17,0	25	21
u	8,8 \pm 3,5	4,0	17,0	40	21
v	*	*	*	*	*
w	*	*	*	*	*
x	*	*	*	*	*

* Pontos cuja mensuração foi anulada por só ter sido possível mensurar em no máximo três crânios.

Os dados da Tabela 1 que contêm um sinal de asterisco (*) referem-se à pontos que tiveram a média anulada porque a mensuração só foi possível em no máximo três crânios. No caso dos pontos A, B, G, e M a parte petrosa do osso temporal não permitiu que uma das pontas do compasso encostasse na cortical interna do crânio, como mostra a figura 12. O ponto R na maior parte das vezes localizou-se fora do crânio, e nas poucas vezes que localizou-se no crânio e permitiu mensuração, ficou fora da área que a prótese auricular ocuparia. Os pontos V, W, e X localizaram-se quase sempre fora do processo mastóide. Com relação ao ponto H e ao ponto Q, a mensuração só foi possível em alguns crânios (8 crânios para o ponto H e 16 crânios para o ponto Q), portanto optou-se por não anular as suas médias.



Figura 12 – Parte petrosa do osso temporal impedindo a mensuração

O gráfico 1 apresenta as médias de espessura óssea em função dos pontos mensurados nos diferentes crânios. Considerou-se que os pontos que tiveram a média anulada apresentaram média igual a zero.

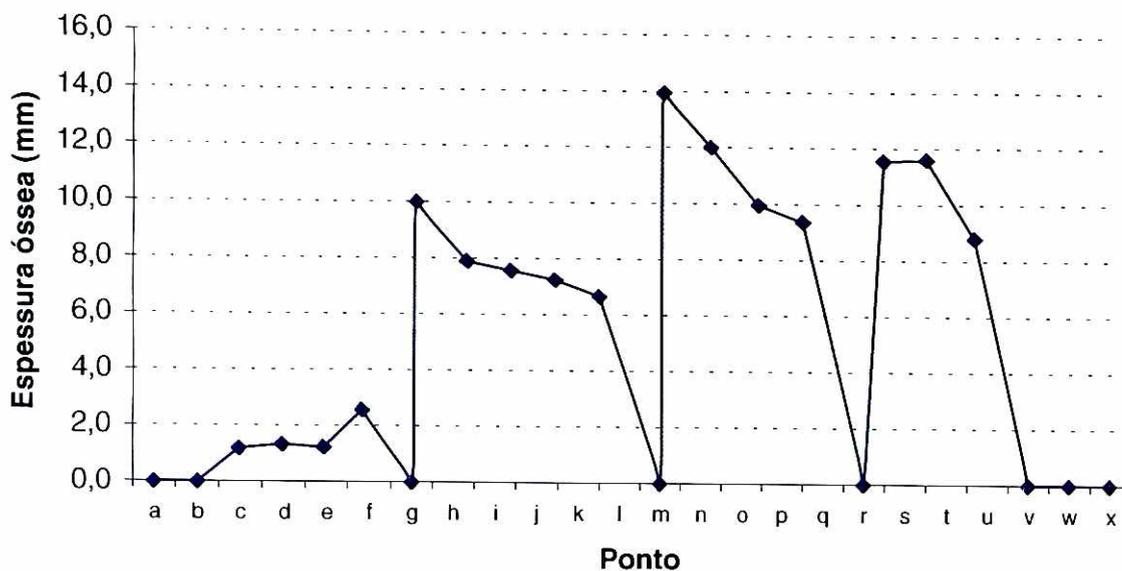


Gráfico 1 – Média da espessura óssea dos diferentes pontos mensurados em crânio seco. Considerou-se que os pontos que não puderam ser medidos (A, B, G, M, R, V, W, X) tinham espessura igual a zero.

A figura abaixo ilustra os pontos com melhores possibilidades para a instalação de implantes.

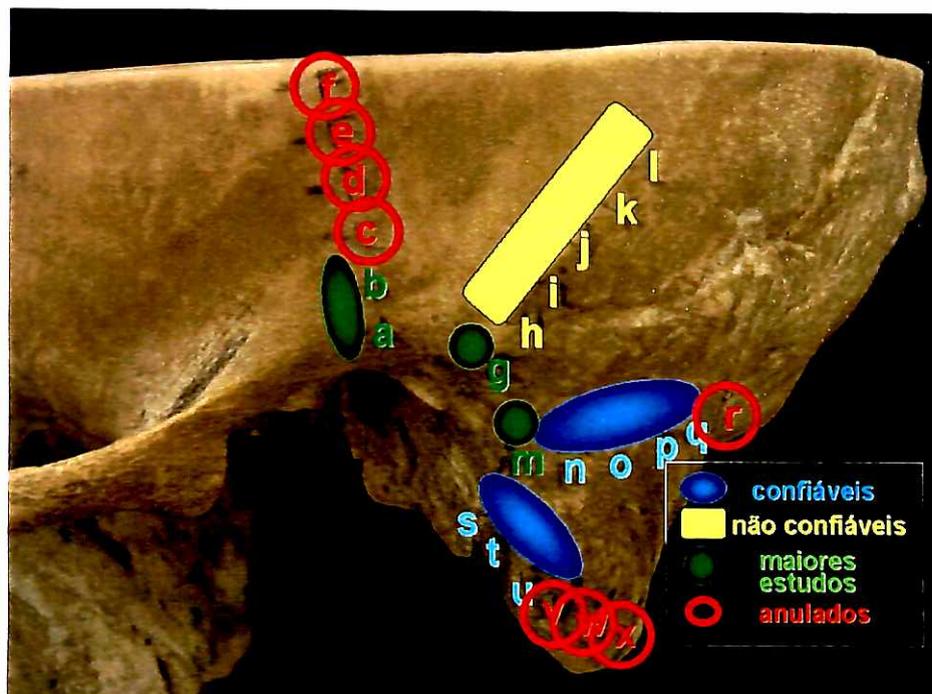


Figura 13 - Figura ilustrativa dos pontos com melhores possibilidades para a instalação de implantes

Discussão

Os resultados do presente estudo mostraram que, no caso das próteses auriculares, os melhores pontos para a colocação de implantes são os pontos N, O, S, e T (Tabela 1), pois eles apresentaram as maiores médias de espessura óssea em comparação com os outros pontos avaliados. Apesar da variabilidade das medidas entre os diferentes crânios ter sido alta, os valores mínimos de espessura encontrados para esses pontos (N = 7,0 mm ; O = 6,0 mm ; S e T = 8 mm) podem ser considerados altos já que o comprimento máximo de um implante extra-oral geralmente não ultrapassa 5,0 mm.

Os pontos H, I, J, K, L, e U apresentaram médias de espessura óssea inferiores às supracitadas, sendo que as médias dos valores variaram de 6,7 a 10,0 mm. Esses resultados permitem afirmar que esses pontos geralmente possibilitam a colocação de um implante, porém, nesses pontos, existe a chance do clínico se deparar, em alguns casos, com espessuras ósseas insuficientes (dependendo do tamanho do implante escolhido) já que os valores mínimos desses grupos variaram de 2,0 até 5,0 mm.

Os pontos C, D, E, e F apresentaram os menores valores de espessura óssea em relação a todos os outros grupos, sendo que as médias variaram de 1,2 a 2,6 mm. A colocação de implantes nessas regiões está portanto contra-indicada já que elas não apresentam espessura óssea suficiente. É importante salientar que no ponto F o valor máximo mensurado foi de 10,0 mm, mostrando que em alguns casos pode ser possível a colocação de um implante nessa região, porém não é confiável para o clínico.

Uma das desvantagens do método de mensuração de espessura óssea utilizado nesse estudo é o fato de que nem todos os pontos são passíveis de mensuração, como foi o caso dos pontos A, B, G, e M, onde a parte petrosa do osso temporal não permitiu que uma das pontas do compasso encostasse na cortical interna do crânio. Embora não tenha sido possível determinar a espessura óssea

desses pontos, eles provavelmente possuem espessura óssea suficiente para a instalação de implantes como pode ser observado na figura 2 do apêndice. Seria necessária a utilização de uma outra técnica de mensuração para que se pudesse determinar as reais espessuras desses pontos.

O ponto R, na maior parte das vezes, localizou-se fora do crânio e nas poucas vezes em que localizou-se no crânio ficou fora da área que a prótese auricular ocuparia. Com relação aos pontos V, W, e X, sua localização quase sempre se deu fora do crânio. Dessa forma, nenhum desses pontos deve ser considerado para a instalação de implantes.

Para escolher os pontos onde os implantes serão colocados, o clínico pode utilizar métodos auxiliares para determinação de espessura óssea, como por exemplo a tomografia, que é discutida a seguir. Segundo *Watson et al. (1993)*⁵⁴, sem a informação pré-operatória da tomografia computadorizada num caso de prótese auricular, o cirurgião não possui informação suficiente para determinar com maior precisão a posição dos implantes e da prótese. Com a informação gerada pela tomografia, é possível construir um guia cirúrgico que serve para facilitar a colocação dos implantes no momento da cirurgia. *Asher et al. (1999)*³ diz que a posição ideal deve ser marcada no guia cirúrgico na região de antihélix e antitragus, pois são a área de maior espessura da prótese. Para facilitar a determinação da espessura óssea das diferentes regiões, pode-se aplicar na pele, antes do escaneamento, uma fina lâmina de metal radiopaco em forma de disco. A tomografia apresenta como desvantagem o fato da imagem gerada possuir sempre um erro de 1 mm para mais ou para menos, que pode ser significativo quando se está colocando um implante numa região de 3 mm de espessura óssea (*Almong, Torrado & Meitner; 2001*)². *Weischer & Mohr (2000)*⁵⁵ afirmaram que quando se coloca um implante craniofacial de três ou quatro milímetros, a tomografia computadorizada não permite uma análise exata da espessura óssea, mas define apenas uma área de preferência para a instalação de implantes e não um local exato. Segundo esses autores, existe um meio mais fidedigno de localizar os pontos ideais para a colocação desse tipo de implante extra-oral. Nesse método, primeiramente é realizada uma tomografia computadorizada da região desejada, e em seguida são gravadas fatias de 2 mm, que são reformatadas, e apresentadas como imagens radiográficas comuns. Depois disso, uma fita magnética é carregada com essas informações e enviada para uma estação que possui um "transputer" (desenvolvido pela University College London,

Department of Medical Physics and Bio-Engineering). O programa produz uma apresentação visual do osso e tecidos moles separadamente pela simples união dos segmentos, com imagens colorizadas mostradas em uma tela de vídeo de alta resolução. O sistema transforma tudo em imagens tridimensionais, reposicionando os segmentos dos tecidos e criando uma imagem espelhada de qualquer segmento escolhido para facilitar a mensuração e o planejamento pré-operatório. Todas essas informações são depositadas numa máquina torneadora que fabrica o guia cirúrgico. Uma das dificuldades desse sistema ocorre durante o ato cirúrgico, pois é difícil conseguir posicionar o guia cirúrgico exatamente na mesma posição do modelo de gesso. Além disso, se o clínico mudar de opinião com relação à posição do implante durante a cirurgia, o guia não poderá ser utilizado, e então o cirurgião poderá utilizar os resultados das mensurações deste trabalho para localizar outra região para a instalação dos implantes.

A utilização de um guia cirúrgico construído com base na tomografia computadorizada é muito importante para o sucesso do tratamento, como observado por Serriah *et al.* (2001)⁴² que não utilizaram o guia em uma de suas pesquisas clínicas e, como consequência, tiveram que recolocar três implantes que foram inseridos em uma posição inacessível para a reabilitação protética. O mesmo problema foi relatado por Tolman & Taylor (1996)⁴⁷ em uma pesquisa em que três implantes já osseointegrados não foram utilizados para a confecção da prótese, por estarem muito próximos a outro implante, não havendo espaço para a colocação dos *abutments*.

Cavalcanti *et al.* (1998)⁶ dizem que com a tomografia a arquitetura óssea e a posição de estruturas anatômicas específicas podem ser localizadas claramente. Entretanto, não são todos os laboratórios que podem pagar o investimento para obter esses métodos.

Este trabalho optou pela realização mensurações em crânios secos embora fosse possível obter mensurações em pacientes através de tomografia computadorizada. Com relação à tomografia computadorizada, é preciso considerar o problema da alta dose de radiação liberada pelo tomógrafo. Como num filme radiográfico, o uso de um pico de kilovoltagem maior diminui a dose no paciente (Parks; 2000)³⁴. Todos os estudos de Lecomber *et al.* (2001)²⁶ demonstraram que o uso da tomografia computadorizada está relacionado com doses mais altas de radiação quando comparado ao uso da tomografia convencional.

Segundo Lecomber *et al.* (2001)²⁶, existem evidências ligando neoplasias de glândulas salivares não apenas a tratamentos com irradiação, mas a radiografias dentais. O risco de um indivíduo desenvolver um câncer fatal como consequência da radiação é de 16 por milhão. Se a tomografia linear for usada no lugar da computadorizada, o risco diminui para 1 por milhão.

Existem outros métodos para avaliar a qualidade óssea como a histomorfometria de biópsias ósseas, densitometria, análise digital de imagens radiográficas e ultrassom. A maior parte destas técnicas relata uma medida quantitativa da densidade óssea, mas não são práticas para o cirurgião clínico (Norton & Gamble; 2001)³³.

O conhecimento da espessura óssea dos pontos descritos neste trabalho, onde o implante será instalado, é muito importante pois podem ocorrer acidentes intra-operatórios caso a perfuração realizada exceda essa espessura. A seguir são feitas algumas considerações sobre possíveis complicações relacionados aos implantes extra-orais.

Segundo Watson *et al.* (1993)⁵⁴, o cirurgião pode encontrar células de ar dentro do processo mastóide. Isto não representa dificuldade alguma se os implantes puderem ser estabilizados em osso cortical suficiente. Roumanas *et al.* (2002)³⁹ dizem que as células de ar do processo mastóide frequentemente causam problemas nos locais dos implantes auriculares, então ocasionalmente a posição do implante deve ser recalculada. A exposição das células de ar durante a cirurgia não parece causar nenhum efeito deletério. Asher *et al.* (1999)³ afirmaram que a penetração nas células de ar mastoideas, o que é comum na porção inferior do processo mastóide, pode fazer com que seja preciso selecionar outro local para o implante. Também é possível a exposição do seio sigmóide ou da *dura-mater* durante a cirurgia, o que tem grandes chances de acontecer em malformações congênitas severas. Embora se tome cuidado em não penetrar essas estruturas, os implantes podem ser colocados com segurança adjacentes a elas. Kuttenger & Hardt (2001)²⁵ dizem que nas reconstruções craniofaciais, o contato com os seios paranasais e com a *dura-mater* é inevitável, mas isso nunca foi um problema. O contato do titânio com a *dura-mater* nunca produziu problemas clínicos nos pacientes operados pela equipe. Eufinger *et al.* (1995)¹⁴ relatam um caso de uma mulher que caiu de uma janela e teve uma penetração no osso frontal, e a abertura foi tão grande que não foi possível uma reconstrução primária devido a um edema

do cérebro. Klein *et al.* (1997)²¹ dizem que nas pesquisas realizadas pela equipe, nunca houve complicações durante as cirurgias, mas pode haver sangramento ou vazamento de líquido cerebrospinal. Segundo Wang & Andrés (1999)⁵², estudos mostraram que, em alguns casos, implantes colocados em crianças estavam em contato com a *dura-mater*, ou com a sua base em contato com a parede do seio sigmóide. Montaser *et al.* (1999)³¹ dizem que traumas na calvária de ratos normalmente induzem os periócitos durais a diferenciarem-se em células formadoras de novo osso, mas se a *dura-mater* for removida com o pedaço de crânio que a estava protegendo, o defeito vai cicatrizar com tecido fibroso, e não com osso.

Para Kuttenger & Hardt (2001)²⁵, outra área de preocupação, principalmente em deformidades congênitas, é uma posição aberrante do nervo facial. Ishikawa (1990)¹⁷ investigou a distribuição do ramo temporal do nervo facial e relatou que o ramo temporal pode ser lesado em cirurgias que tenham aproximação do arco zigomático ou da articulação têmporomandibular. Existe uma íntima relação entre este nervo e a concavidade mais anterior do canal auditivo ósseo externo, portanto o cirurgião clínico deve estar familiarizado com o ramo temporal do nervo facial para evitar acidentes durante cirurgias. Embora vários trabalhos tenham ajudado a proteger o ramo temporal de ferimentos cirúrgicos, algumas vezes ocorre a paralisia pós operatória da região frontal, mais precisamente na testa e pálpebra superior, mesmo quando a cirurgia foi executada seguindo o protocolo. Acredita-se que isto é causado por variações anatômicas, devido a diferenças raciais e outras variantes.

Choung (1996)⁸ diz que existem anastomoses entre os ramos parietais da artéria temporal superficial e a artéria pós-auricular na área têmporo-pós-auricular, anastomoses entre os ramos parietais da artéria superficial temporal e a artéria occipital na área têmporo-occipital, e anastomoses entre a artéria occipital e a artéria pós-auricular na região occipto-pós-auricular, segundo seu estudo sobre angiografia de cadáveres e suas experiências cirúrgicas.

No presente estudo, detectou-se algumas regiões com espessura óssea insuficiente para a instalação de implantes, como por exemplo os pontos C, D, E, e F. Porém a literatura mostra que nessa região do crânio é possível a utilização de enxertos ósseos para aumentar a espessura. Segundo Markowitz (1992)²⁹, os ossos do crânio possuem algumas vantagens relacionadas a enxertos ósseos quando comparados com as duas outras áreas mais comuns, a crista ilíaca e as costelas. Os

ossos do crânio são de origem membranosa, como a maioria dos ossos da face, enquanto a crista íliaca e as costelas são de origem endocondral. Ossos membranosos como os do crânio revascularizam muito mais rapidamente que ossos endocondrais como os da crista íliaca e costelas. O mecanismo exato dessa resposta não é conhecido, mas o resultado é que os ossos do crânio podem receber enxertos em bloco ou serem sobrepostos em ossos da face com mínima reabsorção (10 a 20%), enquanto a crista íliaca e as costelas reabsorvem significativamente (até 90%).

Pearsall, Spears & Chokshi (1992)³⁵ dizem que a cicatrização de um implante ocorre tipicamente via ossificação endocondral, mas nos ossos planos do crânio cicatrizam por ossificação intramembranosa. Segundo Markowitz (1992)²⁹ a região de eleição doadora de tecido ósseo é a parieto-occipital, pois a média de espessura desta área varia de 6,5 a 7,7 milímetros. Apenas a tábua externa é colhida, deixando a tábua interna (3 à 4 milímetros) para proteger o cérebro. As complicações em colher ossos do crânio incluem penetração na tábua interna, expondo ou rasgando a *dura-mater*. Para Choung, Nam & Kim (1991)⁹, os ossos do crânio tornaram-se o local favorito para enxertos devido à alta vascularização, e ao fato de um osso membranoso ser superior a um osso endocondral para enxertos.

O conhecimento da espessura óssea dos diversos pontos apresentados nesse estudo é importante porque, baseado nessas mensurações, o clínico pode decidir o número de implantes possível de ser colocado especificamente em cada caso clínico. Segundo Watson, Coward & Forman (1995)⁵³, geralmente são usados 3 implantes para suportar a prótese e, quando for conveniente, é adicionado mais um para suportar um dispositivo auditivo. Segundo Wright *et al.* (1999)⁶¹, o modo de retenção precisa ser decidido antes da cirurgia pois irá ditar quantos implantes serão necessários. Mecanismos do tipo barra-clipes precisam de no mínimo dois implantes, enquanto que mecanismos do tipo magnetos precisam de três. Três implantes criam um tripoidismo que mantém a estabilidade da prótese. Segundo Wolfaardt, Coss & Rejean (1996)⁵⁹, para próteses auriculares, apenas dois implantes são instalados sendo a barra desenhada de uma maneira que minimize o torque nos implantes e facilite a higiene. No passado, três ou quatro implantes eram instalados, porém os estudos de implantes no processo mastóide revelaram que apenas dois implantes são suficientes para reter uma prótese auricular e que o sistema barra clipes é com isso favorecido. Roumanas *et al.* (2002)³⁹ afirmaram que o uso de três

implantes reduz a carga exercida nos implantes e promove um efeito de tripoidismo com vantagens mecânicas. Segundo Watson *et al.* (1993)⁵⁴, dois locais para a colocação de implantes devem ser marcados na pele, na área do processo mastóide, aproximadamente a 20 milímetros do conduto auditivo externo nas posições de 11 e 8 horas no lado direito da face, e 1 ou 4 horas no lado esquerdo.

Segundo este trabalho, como pode ser observado na figura 2 do apêndice, as regiões de maior espessura óssea que o cirurgião pode confiar para a instalação de implantes estão localizadas nas linhas 3 e 4. Na linha 3, a área de maior espessura óssea está localizada entre 15mm e 30mm a partir do conduto auditivo. Na linha 4, entre 10mm e 20mm.

Asher *et al.* (1999)³ dizem que a posição ideal dos implantes deve ser marcada no guia cirúrgico na região de antihélix e antitragus. Segundo Gary, Albright & Bernhart (2000)¹⁵, essas posições de oito e onze horas devem ser relativas ao canal auditivo aproximadamente. Cada implante deve estar separado por no mínimo 10 milímetros. Para Wang (1999)⁵⁰ os implantes devem distar 15 milímetros. Para Watson *et al.* (1993)⁵⁴ os implantes devem distar em torno de 20 milímetros. Segundo Almong, Torrado & Meitner (2001)², se os implantes forem colocados muito próximos um do outro, a fabricação da prótese torna-se difícil ou até impossível. Taft, Gonten & Wheeler (2001)⁴⁵, acrescentam que é preciso haver 2 milímetros entre a pele e a superfície íntegra da subestrutura de resina para evitar irritação causada por acúmulo de umidade. Lemons & Chambers (2002)²⁷ dizem que deve existir de 1 a 3 milímetros de área livre entre a prótese auricular e a superfície da pele. Wolfaardt & Coss (1996)⁵⁸ dizem que precisa-se de 1 a 3 milímetros de espaço livre entre a pele e a prótese para a passagem do ar. Wang (1999)⁵¹ diz que é recomendável que exista um espaço de dois a três milímetros na região posterior da prótese para ventilação ou “respiração”, e o único local que deve ter um bom selamento é a margem anterior por razões cosméticas.

Segundo Serriah *et al.* (2001)⁴², embora fosse uma tradição instalar implantes reservas na região do osso mastóide que não seriam expostos, sua pesquisa demonstra que a exteriorização de implantes nesta região é favorável e previsível, portanto a necessidade de manter algum implante submerso na região temporal é desnecessária, considerado um sobre-tratamento e não justificado financeiramente.

Rubenstein (1996)⁴⁰ diz que não há diferença estatística na osseointegração com um ou dois estágios cirúrgicos em implantes fixados no processo mastóide. O

osso temporal geralmente possui boa qualidade óssea, mas se o paciente necessitar de implantes extra-orais em outras áreas, os implantes devem ser colocados e aguardarem a osseointegração sem a presença de *abutments*. Segundo Gary, Albright & Bernhart (2000)¹⁵, o segundo estágio cirúrgico deve ser executado aproximadamente quatro meses após a cirurgia. Segundo Wang & Andrés (1999)⁵², são necessários de três a quatro meses entre a colocação do implante e o final da fabricação da prótese. Klein *et al.* (1997)²¹ dizem que no processo mastóide, é possível instalar os implantes e os conectores que penetram na pele em uma cirurgia de estágio único. Para Wright *et al.* (1999)⁶¹ não há contra indicação para estágio único quando o paciente não sofreu radioterapia. Idade, saúde e radioterapia devem ser levados em conta na avaliação do paciente que receberá implantes, mas estes fatores não contra indicam a cirurgia.

A perda óssea ao redor do implante, que acontece com o passar do tempo, deve ser levada em conta principalmente nos casos em que o implante foi colocado em regiões de menor espessura óssea. Schropp, Wenzel & Kostopoulos (2001)⁴¹ afirmaram que pode ocorrer uma perda de osso marginal ao redor dos implantes de um milímetro no primeiro ano após a instalação, e que essa perda aumenta mais 0,1 milímetro após cada ano. As condições da carga são um dos fatores de maior importância na manutenção da osseointegração.

Além de todas as considerações já feitas, ao realizar um implante extra-oral, o clínico deve levar conta as taxas de sucesso desse tipo de implante. Serriah *et al.* (2001)⁴² afirmaram que o índice de sucesso de implantes colocados no processo mastóide é excelente, maior que 95%. Durante os primeiros nove meses após a colocação dos implantes, existe um risco muito pequeno de perda do implante, e após isso praticamente não existe mais perda. Um ou mais implantes perdidos não devem impedir o profissional de fazer uma nova tentativa, mas é preciso aguardar de 9 a 12 meses antes da colocação de novos implantes.

Serriah *et al.* (2001)⁴² obtiveram uma experiência melhor na região temporal do que Jacobsson *et al.* (1992)¹⁸, que conseguiram um sucesso de implantes em funcionamento de 98.7%. Foram instalados 87 implantes visando prótese auricular, e a taxa de sucesso foi 100%. Klein *et al.* (1997)²¹ obtiveram 100% de sucesso nos implantes extra-orais após três anos de acompanhamento. Roumanas *et al.* (2002)³⁹ obtiveram um índice de sucesso de 95% para implantes na região auricular no segundo estágio cirúrgico, e 92% de sucesso após seis anos. Falhas precoces são

implantes que falharam durante a segundo estágio cirúrgico, antes de suportarem cargas, ou dentro dos primeiros 6 meses de funcionamento. Falhas tardias são implantes que perderam a osseointegração após 6 meses de funcionamento. Tolman & Taylor (1996)⁴⁷ consideraram os implantes recolocados e os ainda não expostos dentro do índice de sucesso. Foram 77 implantes, com uma taxa de sucesso de 99.7%. Se fosse considerado o protocolo de Jacobsson *et al.* (1992)¹⁸ e Serriah *et al.* (2001)⁴² a taxa seria de 85.7%. Serriah *et al.* (2001)⁴² acham que um implante extra-oral só deve ser considerado como de sucesso se já estiver em funcionamento com a prótese, pois sem ela um implante não tem função. Segundo Serriah *et al.* (2001)⁴², o critério para o sucesso de implantes extra-orais deveria ser reconsiderado. Expressar a taxa de sucesso em termos de número de implantes que estão em serviço, como a maioria das publicações tem feito, não reflete a realidade. Um implante clinicamente firme mas com sinais e sintomas clínicos severos e persistentes deveria ser considerado uma falha, então a qualidade do tratamento juntamente com a quantidade é o que deveria ser documentado. Existem protocolos para avaliar o sucesso de implantes intra-orais, e um protocolo similar poderia ser modificado e adaptado para medir a qualidade da reabilitação extra oral. Roumanas *et al.* (2002)³⁹ discordam e acham que o sucesso de um implante na região temporal é definido apenas pela falta de mobilidade clínica.

Este estudo ajuda a localizar áreas de maior espessura óssea, portanto permite que implantes de maior comprimento sejam instalados, o que faz com que esses implantes possam suportar uma quantidade maior de carga exercida pela prótese auricular.

Valle *et al.* (1995)⁴⁹, avaliaram as forças mecânicas necessárias para remover próteses auriculares com sistemas de retenção típicos, e compararam com as forças para as próteses retidas com adesivo. Foram medidos nove sistemas de retenção de marcas diferentes e dois adesivos. Conclui-se que os sistemas mecânicos (barra-clipes e *attachment*-bola) são muito mais retentivos e são preferíveis quando precisa-se de resistência a cargas horizontais, pois transmitem muita carga aos implantes quando forças laterais são aplicadas, mas quando precisa-se evitar cargas lateralmente, é preferível sistemas de magnetos, que não são tão retentivos, mas não transmitem tanta carga aos implantes em forças laterais. Os sistemas de barra-clipes são os mais retentivos de todos. Pequenos graus de ativação dos cliques produzem grandes aumentos nas forças de retenção. Num ajuste de 0,15 milímetros

do clipe, já aumenta-se muito a retenção e conseqüentemente a carga nos implantes também, o que leva a uma preocupação com os métodos aleatórios de ajuste de cliques aplicados na clínica. Os sistemas de barra e cliques mantêm sua força de retenção após noventa aplicações e remoções.

Segundo Lemons & Chambers (2002)²⁷, numerosos sistemas de encaixe estão disponíveis para a retenção de próteses. Existem magnetos, *stud-attachments* como o *Zagg*, sistemas de bola, cliques de nylon ou ouro em conjunto com barras de *Dolder* ou barras de *Hader*. Cada método é desenhado para deslocar-se com a aplicação de uma certa força.

Lemons & Chambers (2002)²⁷ dizem que a vantagem do sistema de retenção *Slant-Lock* é que esse mecanismo é completamente passivo durante a inserção até ser ativada sua trava. Como desvantagem, se uma força maior for aplicada na prótese sem o destravamento do mecanismo, ele pode quebrar ou soltar-se, ou pode rasgar a interface silicone/acrílico.

Segundo Steenvoorden, Velde & Andersen (1990)⁴⁴, em geral, a duração da força possui um efeito maior no osso do que sua magnitude.

Segundo Rubenstein (1995)⁴⁰ vários os países relataram o uso do sistema *Nobelpharma DCA 078 clip* em sua pesquisa. O sistema *Ö-Qvist clip* (Sjödings, Sweden) usado em pacientes inicialmente na Suécia ainda é usado lá, mas não exclusivamente. Também é usado o sistema *DCA 156* (Nobelpharma inc., Chicago, ILL.). Os cliques são de plástico ou nylon da *Attachments International* (San Mateo, Calif.). Como o clínico determinará a escolha do sistema de encaixe para cada paciente é desconhecido. Cada local anatômico possui necessidades de retenção diferentes, ditadas por uma variedade de fatores.

Roumanas *et al.* (2002)³⁹ dizem que o sistema de cliques *Hader* (*Sterngolg ImplaMed*) promove uma retenção muito maior que os magnetos na região auricular, onde forças laterais podem facilmente desalojar a prótese. Esta é uma consideração importante para pacientes jovens e ativos.

Espera-se que os resultados obtidos neste trabalho sejam de grande ajuda ao clínico durante a cirurgia, quando houver a necessidade de uma mudança no planejamento da região em que o implante será instalado para reter uma prótese auricular.

Conclusões

1. Os pontos N, O, P, Q, S, T, e U possuem o valor da espessura mínima de 7, 6, 5, 5, 8, 8, e 4 milímetros respectivamente. Conseqüentemente seriam os indicados para a instalação de implantes.
2. Os pontos A, B, G e M necessitam de maiores estudos pois provavelmente possuem espessura óssea suficiente para a instalação de implantes, porém não foi possível a mensuração através de compasso para medidas antropométricas.
3. Os pontos H, I, J, K, e L, não devem ser confiáveis para a instalação de implantes pois possuem valor mínimo de espessura de dois milímetros, embora algumas médias de espessura nesses pontos estejam entre 7,5 e 8,0 milímetros.
4. Portanto, entre 15mm a 30mm da linha 3 e 10mm a 20mm da linha 4 a partir do conduto auditivo são os pontos indicados para a instalação dos implantes.

Referências Bibliográficas

1. ALLEN, P. F.; WATSON, G.; STASSEN L.; MCMILLAN A. S. Peri-implant soft tissue maintenance in patients with craniofacial implant-retained prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** v.29, n.2, p.99-103, Oct 2000.
2. ALMONG, D. N.; TORRADO, N.; MEITNER, S. W. Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. **J. Prosthet. Dent.** v.85, n.5, p. 504-508, Aug 2001.
3. ASHER, E. S.; EVANS, J. H.; WRIGHT, R. F.; WAZEN, J. J. Fabrication and use of a surgical template for placing implants to retain an auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.81, n.2, p. 228-233, Dec 1999.
4. BIRKFELLNER, W.; SOLAR, P.; GAHLEITNER, A.; HUBER, K.; KAINBERGER, F.; KETTENBACH, J.; HOMOLKA, P.; DIEMLING, M.; WATZEK, G.; BERGMAN, H. *In-vitro* assessment of a registration protocol for image guided implant dentistry. **Clin. Oral Impl. Res.** v.12, p. 69-78, Feb 2001.
5. BOYDE, A.; KINGSMILL, V. J. Age changes in bone. **Gerodontology.** v.15, n.1, p.25-35, Aug 1998.
6. CAVALCANTI, M. G. P.; YANG, J.; RUPRECHT, a; VANNIER, M. W. Validation of spiral computed tomography for dental implants. **Dentomaxillofacial Radiology.** v.27, n.3, p.329-333, Nov 1998.
7. CHENG, C. A.; MORRISON, D.; CHO, R. S.; ARCHIBALD, D. Vacuum-formed matrix as a guide for the fabrication of craniofacial implant tissue bar-retained auricular prostheses. **J. Prosthet. Dent.** v.79, n.6, p.711-714, Jun 1998.

8. CHOUNG, P. H. The Auriculomastoid Fasciocutaneous Island Flap: A new flap for orofacial reconstruction. **J. Oral Maxillofac. Surg.** v.54, n.5, p559-557, Jun 1996.
9. CHOUNG, P. H.; NAM, I. W.; KIM, K. S. Vascularized cranial bone grafts for mandibular and maxillary reconstruction. **J. Cranio-Max.-Fac. Surg.** v.19, n.6, p. 235-242, Nov 1991.
10. DEPPE, H.; HORCH, H. H.; HENKE, J.; DONATH, K. Peri-implant care of failing implants with the carbon dioxide laser. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.16, n.1, p.659-667, Aug 2001
11. DÖRTBUDAK, O.; HAAS, R.; POKORNY, M. G. Effect of low-power laser irradiation on bony implant sites. **Clin. Oral Impl. Res.** V.13, p.288-292, Dec 2002.
12. DUMBRIGUE, B. H.; FYLER, ^a; MERCIER, L. A. Anterior margin adaptation for implant-retained auricular prostheses. **J. Prosthet. Dent.** v.78, n.4, p.425-428, Oct 1997.
13. DUPOIREUX, L.; POURQUIER, D.; PICOT, M. C.; NEVES, M. Comparative study of three different membranes for guided bone regeneration of rat cranial defects. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** v.30, n.1, p.58-62, Aug 2001.
14. EUFINGER, H.; WEHMÖLLER, M.; HEUSER, L.; HARDERS, A.; KRUSE, D. Reconstruction of craniofacial bone defects with individual alloplastic implants based on CAD/CAM-manipulated CT-data. **J. Cranio-Max.-Fac. Surg.** v.23, n.3, p.175-181, Nov 1995.
15. GARY, J. J.; ALBRIGHT, J. E.; BERNHART, B. J. Rehabilitation of a patient with an implant-supported auricular prosthesis. **Journal of the Tennessee Dent. Assoc.** v. 80, n.1, p.20-21, Apr 2000.

16. GORDJESTANI, M.; DERMAUT, L.; THIERENS, H. Infrared laser and bone metabolism: a pilot study. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** v.23, n.1, p.54-56, Apr 1994.
17. ISHIKAWA, Y. Anatomical study of the distribution of the temporal branch of the facial nerve. **J. Cranio-Max.-Fac. Surg.** v.18, n.7, p.287-292, Aug 1990.
18. JACOBSSON, M.; TJELSTRÖM, A.; FINE, L.; ANDERSON, H. A retrospective study of osseointegrated skin-penetrating titanium fixtures used for retaining facial prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.7, n.4, p.523-528, Winter 1992.
19. KAEPLER, G.; NESTLE, B.; REINERT, S. Radiographic imaging of the mastoid process with conventional tomography: a novel positioning technique. **Dentomaxillofacial Radiology.** v.30, n.3, p.56-58, Jan 2001.
20. KAWAMATA, A.; ARIJI, Y.; LANGLAIS, R. P. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. **Dental Clinics of North Am.** V.44, n.2, p.395-410, Apr 2000.
21. KLEIN, M.; MENNEKING, H.; NEUMANN, K.; HELL, B.; BIER, J. Computed tomographic study of bone availability for facial prosthesis-bearing endosteal implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.** v.26, n.4, p.268-271, Oct 1997.
22. KREISLER, M.; GÖTZ, H.; DUSCHNER, H.; HOEDT, B. Effect of Nd:YAG, CO₂, and GaAlAs laser irradiation on surface properties of endosseous dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.17, p.202-211, Oct 2002
23. KUBON, T. M. Creating an adaptable anterior margin for an implant-retained auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.86, n.4, p.233-240, Nov 2001.
24. KUBON, T. M.; KURTZ, K. S.; PIRO, J. D. Impression procedure for creating a partial auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.83, n.6, p.648-665, Apr 2000.

25. KUTTENBERGER, J. J.; HARDT, N. Long-term results following reconstruction of craniofacial defects with titanium micro-mesh systems. **J. Cranio-Max.-Fac. Surg.** v.29, n.7, p.75-81, Jun 2001.
26. LECOMBER, A. R.; YONEYAMA, Y.; LOVELOCK, D. J.; HOSOI, T.; ADAMS, A. M. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. **Dentomaxillofacial Radiology.** v.30, n.5, p.255-259, Jun 2001.
27. LEMON, J. C.; CHAMBERS, M. S. Locking retentive attachment for an implant-retained auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.87, n.3, p.336-338, Mar 2002.
28. LEMON, J. C.; CHAMBERS, M. S.; WESLEY, P. J.; MARTIN, J. W. Technique for fabricating a mirror-image prosthetic ear. **J. Prosthet. Dent.** v.75, n.3, p.292-293, Apr 1996.
29. MARKOWITZ, N. R. Cranial bone grafting in oral and maxillofacial surgery. **Journal Am. Dent. Assoc.** v.123, n.7, p.206-211, Jun 1992.
30. MASSAS, R.; PITARU, S.; WEINREB, M. M. The effects of titanium and hydroxyapatite on osteoblastic expression and proliferation in rat parietal bone cultures. **J. Dent. Res.** v.72, n.6, p.1005-1008, Mar 1993.
31. MONTASER, M. E.; DEVLIN, H.; DICKINSON, M. R.; SLOAN, P.; PATH, F. R. C.; LLOYD, R. E. Osseointegration of titanium metal implants in erbium-YAG laser prepared bone. **Implant Dentistry.** V.8, n.1, p.79-85, Apr 1999.
32. MORRISON, D. C.; KUBON, T. M.; ANDERSON, J. Fabrication of an educational model for patients considering prostheses retained by osseointegrated implants. **J. Prosthet. Dent.** v.87, n.3, p.679-683, Oct 2002.

33. NORTON, M. R.; GAMBLE, C. Bone classification: an objective scale of bone density using the computerized tomography scan. **Clin. Oral Impl. Res.** V.12, n.1, p.79-84, Feb 2001.
34. PARKS, E. T. Computed tomography applications for dentistry. **Dental Clinics of North Am.** V.44, n.2, p.371-394, Apr 2000.
35. PEARSALL, A. D.; SPEARS, R.; CHOKSHI, M. The ultrastructural architecture of the tissue/hard-tissue replacement interface. **J. Oral Maxillofac. Surg.** v.50, n.4, p.375-384, Oct 1992.
36. PENKNER, K.; SANTLER, G.; MAYER, W.; PIERER, G.; LORENZONI, M. Fabricating auricular prostheses using three-dimensional soft tissue models. **J. Prosthet. Dent.** v.82, n.4, p.482-484, Dec 1999.
37. PEREZ, V. C.; GIMBERNAT, J. M. T.; LAGUNAS, J. G. Parietal osteomyelitis of dental origin: a case report. **J. Cranio-Max.-Fac. Surg.** v.21, n.3, p.127-129, Nov 1993.
38. PUTTEN, M. C.; YAMADA, S. Alloplastic cranial implants made from computed tomographic scan-generated casts. **J. Prosthet. Dent.** v.28, n.1, p.103-108, Aug 1992.
39. ROUMANAS, E. D.; FREYMILLER, E. G.; CHANG, T. L.; AGHALOO, T.; BEUMER, J. Implant-retained prostheses for facial defects: an up to 14-year follow-up report on the survival rates of implants at UCLA. **Int. J. Prosthodont.** v.15, n.4, p.325-332, Jun 2002.
40. RUBENSTEIN, J. E. Attachments used for implant-supported facial prostheses: a survey of United States, Canadian, and Swedish centers. **J. Prosthet. Dent.** v.73, n.3, p.262-266, Mar 1995.

41. SCHROPP, L.; WENZEL, A.; KOSTOPOULOS, L. Impact of conventional tomography on prediction of the appropriate implant size. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** v.92, n.4, p.458-463, May 2001.
42. SERRIAH, M. A.; MCGOWAN, D. A.; MOOS, K. F.; BAGGS, J. Outcome of extra-oral craniofacial endosseous implants. **Brit. J.Oral Maxillofac. Surg.** v.39, n.4, p.269-275, Oct 2001.
43. STARCK, W. J.; KALTMAN, S. I. Current concepts in the surgical management of traumatic auricular hematoma. **J. Oral Maxillofac. Surg.** v.50, n.8, p.800-802, Aug 1992.
44. STEENVOORDEN, G. P.; VELDE, J. P.; ANDERSEN, B. P. The effect of duration and magnitude of tensile mechanical forces on sutural tissue *in vivo*. **Europ. J. Orthod.** v.12, n.3, p.330-339, Oct 1990.
45. TAFT, R. M.; GONTEN, A. S.; WHEELER. Assisted retention of a hearing device in an implant-retained auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.86, n.4, p.386-389, Jul 1994.
46. TERAKADO, M.; HASHIMOTO, K.; ARAI, Y.; HONDA, M.; SEKIWA, T.; SATO, H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (ORTHO-CT). **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** v.89, n.4, p.509-518, Apr 2000.
47. TOLMAN, D. E.; TAYLOR, P. F. Bone-anchored craniofacial prosthesis study: Irradiated patients. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.11, n.5, p.612-619, Oct 1996.
48. TYNDALL, D. A.; BROOKS, S. L.; HILL, C.; ARBOR, A. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American academy of oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** v.89, n.5, p.630-637, May 2000.

49. VALLE, V. D.; FAULKNER, G.; WOLFAARDT, J.; RANGERT, B.; TAN, H. K. Mechanical evaluation of craniofacial osseointegration retention systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.10, n.4, p.491-498, Jul-Aug 1995.
50. WANG, R. Presurgical confirmation of craniofacial implant locations in children requiring implant-retained auricular prosthesis. **J. Prosthet. Dent.** v.81, n.4, p.492-495, Nov 1999.
51. WANG, R. Preoperative auricular wax pattern duplication for surgical template fabrication. **J. Prosthet. Dent.** v.81, n.5, p.634-637, Oct 1999.
52. WANG, R.; ANDRES, C. J. Hemifacial microsomia and treatment options for auricular replacement: a review of the literature. **J. Prosthet. Dent.** v.82, n.2, p.197-204, Jun 1999.
53. WATSON, R. M.; COWARD, T. J.; FORMAN, G. H. Results of treatment of 20 patients with implant-retained auricular prostheses. **Int J. Oral Maxillofac. Implants.** v.10, n.4, p.445-449, Jul-Aug 1995.
54. WATSON, R. M.; COWARD, T. J.; FORMAN, G. H.; MOSS, J. P. Considerations in treatment planning for implant-supported auricular prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.8, n.6, p.688-694, Mar 1993.
55. WEISCHER, T.; MOHR, C. A new application for craniofacial implants: wigs. **Int. J. Prosthodont.** v.13, n.2, p.108-111, Apr 2000.
56. WHITE, S. C.; HESLOP, E. W.; HOLLENDER, L. G.; MOSIER, K. M.; RUPRECHT, A.; SHROUT, M. K. Parameters of radiologic care: an official report of the American academy of oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** v.9, n.5, p.498-511, Apr 2001.

57. WILCOX, C. W.; WILWERDING, T. M.; WATSON, P.; MORRIS, J. T. Use of electrosurgery and lasers in the presence of dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** v.16, n.6, p.578-582, Jun 2001.
58. WOLFAARDT, J. F.; COSS, P. An impression and cast construction technique for implant-retained auricular prostheses. **J. Prosthet. Dent.** v.75, n.1, p.45-49, Jan 1996.
59. WOLFAARDT, J. F.; COSS, P.; REJEAN, L. Craniofacial osseointegration: technique for bar and acrylic resin substructure construction for auricular prostheses. **J. Prosthet. Dent.** v.76, n.6, p.603-607, Feb 1996.
60. WOOTEN, C. A.; SULLIVAN, S. M.; SURPURE, S. Heat generation by superpulsed CO2 lasers on plasma-sprayed titanium implants: an *in-vitro* study. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.** v.88, n.1, p.544-548, Apr 1999.
61. WRIGHT, R. F.; WAZEN, J. J.; ASHER, E. S.; EVANS, J. H. Multidisciplinary treatment for an implant-retained auricular prosthesis reconstruction. **NY State Dent. J.** v.65, n.7, p.26-31, Nov 1999.

Summary

The purpose of this study was to evaluate bone thickness around the hearing canal for extra-oral implant insertion to retain an implant-retained auricular prostheses. The chosen method was antropometric measures with a compass, what avoided the high costs of the tomography and didn't need exposure of a patient to radiation. It was used twenty-one dried skulls, all with the superior part removed, to access the interior surface. Measure points were specified in four lines, all arising from *meatus*. All the points were marked starting 10 millimeters from the *meatus*, and then from 5 to 5 millimeters. Each point received a letter and a measure value. The results were presented in a table, and the statistic analysis showed that the best points to place implants without a tomography were points N, O, P, Q, S, T, and U. The points H, I, J, K, and L allow implant placement, but they are not trustable, due to the low minimum value.

Apêndice

Abaixo planilha com as mensurações obtidas.

Tabela 1 – resultados das mensurações.

	a	b	c	d	e	f	g	h	i	j	k	l
1	4	3,5	3,3	0,5	0,1	0,2	3,6	2,6	2,4	2	1,4	1,2
2			0,1	0,1	0,1	0,4			0,5	0,5	0,4	0,4
3		0,1	0,2	0,1	0,1	0,3				2	1,7	0,9
4			0,1	0,2	0,2	0,3			0,8	0,7	0,8	0,7
5			0,1	0,05	0,05	0,2				0,6	0,7	0,8
6			0,1	0,1	0,1	0,3			0,7	0,6	0,5	0,5
7			0,2	0,2	0,2	0,3			0,8	0,6	0,6	0,7
8			0,1	0,1	0,1	0,2				0,5	0,7	0,4
9			0,05	0,1	0,1	0,2			0,8	0,5	0,4	0,5
10			0,1	0,2	0,2	0,3		0,8	0,7	0,7	0,7	0,6
11		0,1	0,1	0,1	0,1	0,3		0,4	0,6	0,6	0,5	0,6
12			0,2	0,2	0,2	0,2			1,7	1,2	1,1	0,8
13			0,1	0,1	0,1	0,2		0,4	1	0,8	0,7	0,7
14			0,05	0,05	0,05	1		1,5	0,3	0,2	1	0,7
15			0,1	0,1	0,1	0,2		0,7	0,2	1	0,7	1,7
16			0,1	0,1	0,1	0,2		1	0,6	0,5	0,5	0,5
17			0,1	0,1	0,1	0,1		0,6	0,6	0,7	0,6	0,6
18			0,1	0,1	0,1	0,1			0,8	0,4	0,4	0,4
19			0,1	0,1	0,2	0,2			0,6	0,6	0,5	0,4
20			0,1	0,1	0,2	0,1			0,8	0,6	0,8	0,4
21			0,1	0,1	0,1	0,1			0,6	0,6	0,5	0,5
Média	4	1,233333333	0,261904762	0,133333333	0,123809524	0,257142857	3,6	1	0,805555556	0,757142857	0,723809524	0,666666667
DP	#DIV/0!	1,962990915	0,697299212	0,095306523	0,051524382	0,168603893	#DIV/0!	0,73872477	0,504651566	0,459968943	0,334521691	0,310376116
CV	#DIV/0!	159%	266%	71%	42%	73%	#DIV/0!	74%	63%	61%	46%	47%
	m	n	o	p	q	r	s	t	u	v	w	x
1	3,4	1,8	1,7	1,9	1,8	1,5	1,7	1,6	1,7	1,6	1,4	1
2	1,7	1,7	1,7	1,8	1,1	0,8	1,7	1,7	1,1	0,5		
3		2	1,6	1,5	1,2		1,8	1,1	0,7			
4		1,5	1	0,8			1,2	1,7	0,8			
5		1,4	1,3	1	1,1		1	1,2	0,7			
6		1,5	1,5	1,2	1,2		1	1,3	0,9			
7		0,8	0,7	0,5	0,5		1	0,8	1			
8		1,7	1,4	0,8			1,2	1,4	1,7			
9		1,1	1,7	1			1	1	0,7			
10		1,5	1,4	1,3	1,1	0,7	1,1	1,2	1	0,6		
11		1,8	1,1	1	0,9		1,5	1,4	0,4			
12		1,5	1,3	0,9			1	1	0,4			
13		1,5	0,9	0,6			0,9	1	0,9			
14		1,3	1,1	1	1		1,2	1,2	1			
15		1,9	1,8	1,5	1,4		1	1,2	1			
16		1	1	0,7	0,7		0,9	0,8	0,9			
17		1	0,8	0,7	0,6		0,8	1	0,8			
18		0,7	0,6	0,6	0,5		1	1	0,5			
19		1	0,8	0,7	0,6		1,2	1,3	1,2			
20		1,5	0,8	0,6	0,6		1,3	0,8	0,5			
21		1,1	1	0,8	0,7		0,8	0,7	0,6			
Média	2,55	1,395238095	1,2	0,995238095	0,9375	1	1,157142857	1,161904762	0,880952381	0,9	1,4	1
DP	1,202081528	0,366709954	0,372827038	0,400594796	0,366742416	0,435889894	0,292525845	0,288922464	0,353014231	0,608276253	#DIV/0!	#DIV/0!
CV	47%	26%	31%	40%	39%	44%	25%	25%	40%	68%	#DIV/0!	#DIV/0!

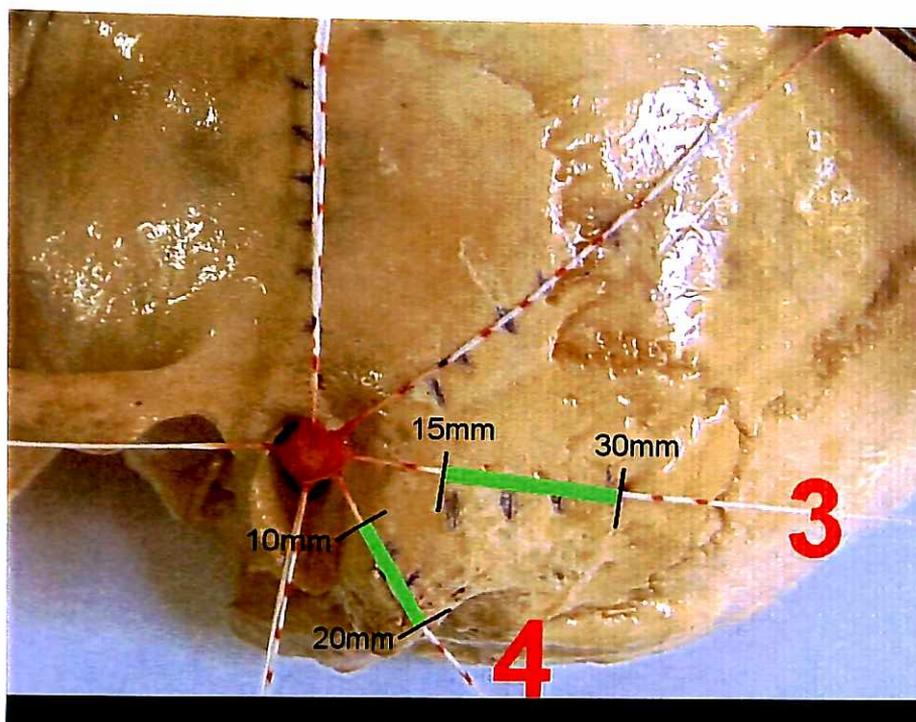


Figura 1 – Figura ilustrativa da distância dos melhores pontos para a instalação de implantes em relação ao conduto auditivo.

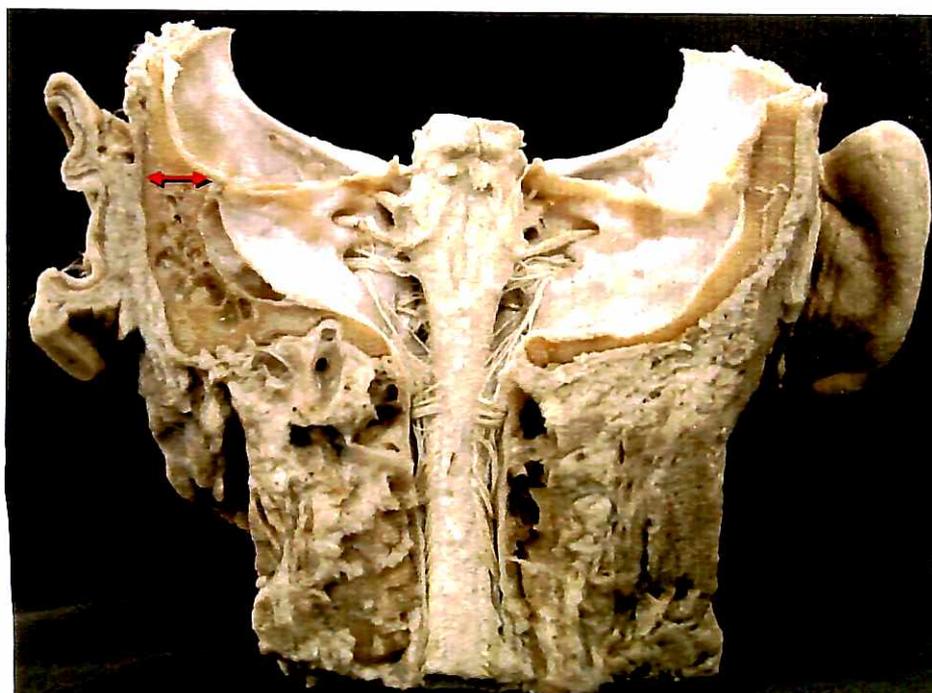


Figura 2 – Corte em peça anatômica onde observa-se a espessura da parte petrosa do osso temporal