

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

FREDERICO NIGRO

**“AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DO PARAFUSO DE
ABUTMENT IMEDIATAMENTE APÓS O TORQUE INICIAL E APÓS
TESTE CÍCLICO ENTRE MEIO SECO E MEIO ÚMIDO”**

FREDERICO NIGRO

**“AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DO PARAFUSO DE
ABUTMENT IMEDIATAMENTE APÓS O TORQUE INICIAL E APÓS
TESTE CÍCLICO ENTRE MEIO SECO E MEIO ÚMIDO”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de Santo Amaro para a obtenção do
título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia
Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo
2004

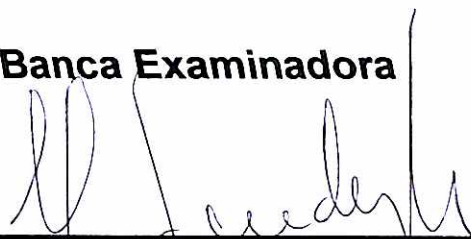
FREDERICO NIGRO

**“AVALIAÇÃO DO TORQUE DE REMOÇÃO DO PARAFUSO DE
ABUTMENT IMEDIATAMENTE APÓS O TORQUE INICIAL E APÓS
TESTE CÍCLICO ENTRE MEIO SECO E MEIO ÚMIDO”**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
da Universidade de Santo Amaro para a obtenção do
título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia. Área de Concentração: Implantodontia
Orientador: Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

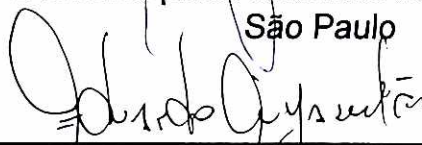
Aprovada em 27, 09, 2004

Banca Examinadora



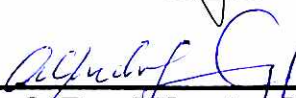
Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Doutor em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia da Universidade de
São Paulo



Prof. Dr. Eduardo Miyashita

Doutor em Prótese Fixa pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho-
UNESP



Prof. Dr. Alfredo Gromatzky

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

Nota: dez (10.0) Observação: com louvor

B. B0 12 2541
Class. U 617.69
Cutter N 593a
Patri nº 3824
Tipo entrada DORCEN
Nota Fiscal
Data rec. 22.1.12.12
Preço
Origem UNISA Fac de
Odontologia

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

N593a Nigro, Frederico
Avaliação do torque de remoção do parafuso de *abutment* imediatamente após o torque inicial e após teste ciclico entre meio seco e meio úmido / Frederico Nigro. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk. -- São Paulo: 2004. 125 p.

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

1. Implantes Dentários 2. Torque 3. Saliva Artificial
I. Título

DEDICATÓRIA

Não poderia deixar de dedicar este trabalho à minha amada esposa, Maria Celeste, que pacientemente suportou as minhas amarguras, ansiedades e dificuldades, me apoiando durante todo esse percurso, e a minhas duas filhas, Giovana e Rafaela, que souberam aceitar a minha ausência.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus, não só por mais essa etapa vencida, como por tudo de maravilhoso que cerca e acompanha a minha vida.

Aos meus pais, sem os quais eu não estaria aqui hoje para mais esse passo.

Quero deixar um agradecimento especial aos meus inseparáveis amigos Renato Jahjah, Renata Dabdab e Rita de Cássia do Amaral.

Aos meus amigos do curso, pelo enriquecimento de vida e de conhecimento que me foi proporcionado por todos.

À Nobel Biocare Brasil, pelo suporte prestado durante o meu experimento.

À Conexão Sistema de Próteses, pela possibilidade de ter usado o Microscópio Tridimensional.

À Ero Prótese Odontológica, pela ajuda na confecção dos componentes Procera[®].

Ao meu primo Francisco Emílio B. Nigro, pela viabilização deste projeto junto ao IPT.

Aos funcionários do IPT. Sr. Arnaldo Domingos Cremonesi, Sr. Pedro Marques da Silva, Sr. Mario Masahiro Tokoro, Sr. Luis Loureiro e Silva, Eng^o Walter Ponge Ferreira e ao estagiário Caetano Belda Martinez, por terem tornado realidade estes testes.

À minha secretária, Zuleica Dias Pereira, pela inestimável ajuda ao longo da confecção desta dissertação.

Às secretárias da pós-graduação, Sabrina Lopez de Moraes e Juliana Selma de Oliveira, que sempre com bom humor estavam prontas a nos ajudar.

Às bibliotecárias, Luciana Cristina Costa e Renata Santos da Silva, pela inestimável ajuda na obtenção dos artigos necessários para esta dissertação.

Ao professor Casemiro Fernando Soares Leite pela maravilhosa estatística deste trabalho.

À Cibely Aguiar de Souza pela excelência da revisão gramatical.

Ao meu orientador, Cláudio Luiz Sendyk, pela total liberdade com que pude realizar este trabalho.

Ao coordenador do mestrado em implantodontia, Wilson Roberto Sendyk, pela oportunidade do curso.

A todos aqueles que de alguma forma contribuíram conosco em nosso aprendizado durante esse período.

HOMENAGEM

Quero deixar expresso o enorme sentimento de gratidão ao meu verdadeiro mestre, orientador e protetor, Dr. David Klein.

RESUMO

Os implantes unitários têm sido cada vez mais utilizados na implantodontia e, acompanhando seu desenvolvimento, a demanda estética aumentou. Porém, junto com isso surgiram as complicações advindas das restaurações implanto-suportadas unitárias, em que os problemas com os parafusos de *abutment* e a estabilidade dessas uniões têm sido relatados com frequência na literatura, principalmente quanto à soltura do parafuso de *abutment* – entretanto, poucos levam em consideração a lubrificação do sistema. Com isso avaliou-se o torque de remoção do parafuso de *abutment* de zircônia personalizado tanto imediatamente após o torque inicial como após a ciclagem, tanto em meio seco como em meio úmido, através da utilização de uma saliva artificial. Os conjuntos sofreram uma carga cíclica senoidal de 20 a 200N, com uma frequência de 20Hz por um milhão de ciclos. Após a ciclagem, executou-se o torque de remoção dos conjuntos. Observou-se que os conjuntos lubrificados obtiveram um torque de remoção de parafuso de *abutment* maior em relação os conjuntos sem lubrificação, o mesmo ocorrendo quando se avaliou o torque de remoção imediato. Os resultados mostraram também que após a ciclagem houve perda do torque de remoção, em comparação ao torque de remoção imediato, tanto para o grupo seco como para o grupo lubrificado com saliva. A utilização de um lubrificante na aplicação do torque inicial sobre o parafuso melhorou seu torque de remoção, o que sugere que a união implante/*abutment*/parafuso torna-se mais eficaz.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Saliva Artificial; Torque.

ABSTRACT

The unitary implants have been used more and more in the implantology and accompanying yours development, the demand aesthetics increased. However, together with this appeared the complications come with the unitary restorations implant supported, where the problems with the abutment screws and the stability of those unions have been told frequently in the literature, mainly as for the looseness of the abutment screw – however, few take into account the lubrication of the system. With that the torque of removal of the screw of zirconium abutment personalized was evaluated so much immediately after the initial torque, as after the cycles, so much in dry environment as in humid environment, through the use of an artificial saliva. The groups suffered a cyclical load senoidal from 20 to 200N, with a frequency of 20 Hz for a million cycles. After the cycles, the torque of removal of the same ones was executed. Was observed that the groups that were lubricated obtained a torque of removal of screw of the abutment larger in relationship to the groups without lubrication, the same happening when the torque of immediate removal was evaluated. The results also showed that after the cycles there was loss of the removal torque, in comparison with the torque of immediate removal, so much for the dry group as for the group lubricated with saliva. The use of a lubricant in the application of the initial torque on the screw improved the torque of removal of this, what suggests that the union implant/abutment/screw becomes more effective.

Key words: Dental implants; Saliva, Artificial; Torque.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01-	Cilindro de titânio com a esfera torneada	55
Figura 02-	Cilindro de titânio com a esfera torneada e encerada	56
Figura 03-	Escaneamento do conjunto	56
Figura 04-	Imagem do escaneamento na tela do computador	57
Figura 05-	<i>Abutment</i> de zircônia pronto	58
Figura 06-	Parafuso do <i>abutment</i>	58
Figura 07-	Embalagem do implante	59
Figura 08-	Implante MKIII de superfície lisa	59
Figura 09a e b-	Corpo do excitador com a cabeça e a mesa de ação	60
Figura 10-	Gabarito posicionando o excitador	61
Figura 11-	Osciloscópio	61
Figura 12-	Voltímetro	61
Figura 13-	Analisador de espectro	62
Figura 14-	Cilindro de latão perfurado	63
Figura 15-	Instalação do implante no cilindro de latão	64
Figura 16-	Cilindro de latão com o implante instalado e marcação da face lisa	64
Figura 17-	Instalação do <i>abutment</i> no conjunto.	65
Figura 18-	Cilindro de latão com o copo para saliva e <i>abutment</i> instalados	66
Figura 19-	Conjunto montado com a saliva artificial	67
Figura 20-	Base de prova com o cilindro de latão e o conjunto montado	68
Figura 21a e b-	Base de prova com o conjunto presa à mesa do excitador e a haste de excitação	69
Figura 22-	Software analisando os dados colhidos pelos instrumentos	70

Figura 23-	Torquímetro segurando o conjunto testado	71
Figura 24-	Motor efetuando o torque de remoção no conjunto	72
Figura 25-	Valor do torque de remoção registrado no torquímetro	72
Figura 26-	Microscópio tridimensional	75
Figura 27-	Parafuso de <i>abutment</i> novo (aumento de 100x)	84
Figura 28-	Parafuso de <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo seco nº1 (aumento de 100x)	84
Figura 29-	Parafuso de <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo úmido nº1 (aumento de 100x)	84
Figura 30-	Parafuso de <i>abutment</i> novo (aumento de 230x)	84
Figura 31-	Parafuso de <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo seco nº1 (aumento de 230x)	84
Figura 32-	Parafuso de <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo úmido nº1 (aumento de 230x)	84
Figura 33-	Local do assentamento do parafuso em <i>abutment</i> novo (aumento de 75x)	85
Figura 34-	Local do assentamento do parafuso em um <i>abutment</i> após um milhão de ciclos (aumento de 75x)	85
Figura 35-	Hexágono de um <i>abutment</i> novo (aumento de 100x)	85
Figura 36-	Hexágono de um <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo seco nº 4 (aumento de 100x)	85
Figura 37-	Hexágono de um <i>abutment</i> após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 100x)	86
Figura 38-	Hexágono todo de um implante novo (aumento de 50x)	87
Figura 39-	Hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 3 (aumento de 50x)	87
Figura 40-	Hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 50x)	87
Figura 41-	Vista lateral do hexágono de um implante novo (aumento de 100x)	87

Figura 42 - Vista lateral do hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 1 (aumento de 100x)	87
Figura 43 - Vista lateral do hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 3 (aumento de 100x)	87
Figura 44 - Vista de uma aresta de um implante novo (aumento de 230x)	88
Figura 45 - Vista de uma aresta de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 4 (aumento de 230x)	88
Figura 46 - Vista de uma aresta de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 230x)	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Resumo do Quadro 1	77
Tabela 2.	Resumo do Quadro 2	77
Tabela 3.	Teste t (Student) entre grupos secos e úmidos, em alta velocidade	79
Tabela 4.	Teste t (Student) entre os grupos secos e úmidos, após um milhão de ciclos	80
Tabela 5.	Teste t (Student) entre o torque de remoção imediato e após ciclagem no grupo seco	81
Tabela 6.	Teste t (Student) entre o torque de remoção imediato e após ciclagem no grupo úmido	82

LISTA DE QUADROS

Quadro 1.	Torque de remoção imediato do parafuso no grupo seco- em Ncm	76
Quadro 2.	Torque de remoção imediato do parafuso no grupo úmido- em Ncm	77
Quadro 3.	Valores dos torques de remoção em alta velocidade, dos grupos seco e úmido	78
Quadro 4.	Torque de remoção do parafuso do grupo seco, após um milhão de ciclos- em Ncm	80
Quadro 5.	Torque de remoção do parafuso do grupo úmido, após 1 milhão de ciclos- em Ncm	80

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	-Porcentagem
<	-Menor
°	-Graus
BNC	-Conexão para plugs eletrônicos
Cad-Cam	-Computer aid design-Computer aid machine (Desenho assistido por computador- Produção assistida por computador)
°C	-Graus Celsius
g	-Gramas
Hz	-Hertz
Kg	-Quilograma
mm	-Milímetros
N	-Newton
Ncm	-Newton por centímetro
®	-Marca registrada
μm	-Micrômetro

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTAS

Lista de ilustrações

Lista de tabelas

Lista de quadros

Lista de siglas, abreviaturas e símbolos

1. INTRODUÇÃO	17
2. PROPOSIÇÃO	22
3. REVISÃO DA LITERATURA	23
3.1 Avaliações clínicas sobre as complicações com parafusos do sistema de implantes	23
3.2 Avaliação dos parafusos nos sistemas de implantes dentais	26
3.3 Avaliação da interface implante/ <i>abutment</i> , seus componentes e tipos de conexões	35
3.4 Avaliação das forças e funções mastigatórias	42
3.5 Avaliação da evolução e uso dos <i>abutments</i> cerâmicos e de zircônia	44
3.6 Considerações sobre o Sistema Procera®	48
3.7 Avaliação de torquímetros	49
3.8 Avaliação da saliva sobre superfícies de titânio	50

4. MATERIAIS E MÉTODO	
4.1 MATERIAIS	52
4.2 MÉTODO	55
4.2.1 Obtenção dos conjuntos de prova	55
4.2.2 Preparação do equipamento para o ensaio	60
4.2.3 Montagem dos corpos de prova	62
4.2.3.1 Montagem dos corpos de prova do grupo seco	62
4.2.3.2 Montagem dos corpos de prova do grupo úmido	66
4.2.4 Preparação do ensaio	68
4.2.5 O ensaio	69
4.2.6 Obtenção dos valores de torque de remoção	71
4.2.7 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato	73
4.2.7.1 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato-grupo seco	73
4.2.7.2 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato-grupo úmido	74
4.2.8 Avaliações qualitativas dos conjuntos	75
5. RESULTADOS	76
5.1 Resultados dos testes de torque de remoção imediato	76
5.2 Resultados da comparação do torque de remoção imediato entre grupo seco e úmido	78
5.3 Resultados dos testes de torque de remoção após um milhão de ciclos	79
5.4 Resultados dos torques de remoção imediato e após um milhão de ciclos no grupo seco	81
5.5 Resultados dos torques de remoção imediato e após um milhão de ciclos no grupo úmido	82

5.6	Resultados qualitativos	83
5.6.1	Análise do parafuso	83
5.6.2	Análise do <i>abutment</i>	85
5.6.3	Análise do implante	86
6.	DISCUSSÃO	89
7.	CONCLUSÕES	97
	REFERÊNCIAS	98
	ANEXOS	108

1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados, propostos por Brånemark como técnica operatória e reabilitadora, revolucionaram a odontologia, restringindo-se originalmente à instalação de implante na região anterior da mandíbula e da maxila para a confecção de próteses fixas totais, chamadas de protocolo, e de sobredentaduras (BRÅNEMARK; ZARB; ALBREKTSSOM, 1987).

Devido aos grandes índices de sucesso alcançados ao longo dos primeiros 15 anos (ADELL et al., 1981; NAERT et al. 1992), a implantodontia começou a ter uma evolução enorme, apesar de algumas complicações estarem presentes (HEMMINGS; SCHMITT; ZARB, 1994). Conseqüentemente, novas propostas para reabilitações foram sendo desenvolvidas. Passou-se, então, à instalação de implantes para a reabilitação de pacientes parcialmente desdentados, através da realização de próteses parciais fixas, cimentadas ou aparafusadas (JOHANSSON; EKFLDT, 2003; NAERT et al., 1992; TOLMAM; LANEY, 1992).

Como não poderia deixar de ser, essa evolução chegou aos dentes unitários; assim, passou-se a instalar implantes para a reposição de um único elemento dental.

Nessa ocasião, grandes avanços na técnica implantodôntica e nos diversos sistemas de implantes foram sendo realizados, e, junto com isso, as complicações foram sendo observadas; entre essas complicações nos dentes unitários, a mais comumente observada tem sido os problemas relacionados aos parafusos de retenção dos *abutments*, seja pela soltura desses, seja pela sua fratura (BALSHI et al., 1996;

BECKER; BECKER, 1995; JEMT; LEKHOLM; GRONDAHL, 1990; JEMT et al., 1991; LANEY et al., 1994; TAYLOR, 1998).

A despeito dessas complicações, novos componentes foram sendo desenvolvidos e aperfeiçoados (BINON, 2000), no intuito de se realizar a reabilitação de um único elemento perdido com o uso de implantes osseointegrados. Nessa evolução, novos tipos de conexões, além das conexões de hexágono externo, vêm sendo desenvolvidas e testadas principalmente para essa finalidade (BALFOUR; O'BRIEN, 1995; BINON, 1996; JOLY; LIMA, 2003; KEATING, 2004; MOLLERSTEN; LOCKOWANDT; LINDEN, 1997).

No entanto, os novos tempos trouxeram maiores exigências, e, entre elas, sem dúvida nenhuma, há a exigência estética por parte dos pacientes. Devido às limitações estéticas dos componentes metálicos de próteses dos sistemas de implantes, na reabilitação dos casos unitários, novos estudos foram realizados, visando a conseguir componentes (*abutments*) não metálicos que suprissem as necessidades estéticas e mecânicas. Começou-se, então, a utilização dos chamados *abutments* cerâmicos.

Esses *abutments*, inicialmente, foram fabricados em alumina densamente sinterizada, podendo ser preparados para as necessidades de cada caso individualmente (BLUE et al., 2003). Os *abutments* cerâmicos foram largamente utilizados e testados ao longo do tempo quanto às suas indicações, limitações e complicações (ANDERSSON et al., 2001; CHO et al., 2002; PAPAVALIOU et al., 1996; TRIPODAKIS et al., 1995).

Porém, a busca por um material estético livre de metal e mais resistente persistiu. Foi então que surgiram os *abutments* de zircônia (BRODBECK, 2003; SADOON; PERELMUTER, 1997; YILDIRIM et al., 2000; YILDIRIM et al., 2003).

As zircônias utilizadas nesses processos possuem diferentes constituições químicas e boas propriedades mecânicas, além de compatibilidade biológica, o que possibilita e justifica o seu uso na odontologia (KIM et al., 2000; KOSMAC et al., 1999; KOSMAC et al., 2000; LUTHARDT et al., 2002; TINSCHERT et al., 2000).

Além da evolução nos materiais estéticos dos *abutments* para dentes unitários, outra grande evolução que não poderia deixar de ser relatada é a confecção de *abutments* através do Sistema *Cad-Cam* (*Computer Assisted Design – Computer Assisted Machine*). Dentre esses sistemas, ressalta-se em especial o Sistema ProCera[®], cujo uso vem sendo bastante documentado (BONNARD et al., 2001; BOUDRIAS et al., 2001; HEYDECKE; SIERRAALTA; RAZZOOG, 2002), sendo um sistema de alta precisão e confiabilidade (DAHLMO et al., 2001), além de ser considerado de aplicação universal (LANG et al., 2003).

Nessa breve avaliação, pode-se notar que, para os dentes unitários, vários sistemas aperfeiçoaram-se, porém com limitações quanto à adaptação de seus componentes após sofrerem os processos laboratoriais (CARVALHO et al., 2002; SARTORI; FRANCISCHONE, 2000); nota-se ainda que a parte mais frágil desses sistemas para dentes unitários tem sido a união *abutment/implante* e o seu respectivo parafuso (ANDERSSON et al., 1994; BINON, 1994; WEISS; KOZAK; GROSS, 2000).

Superando as limitações estéticas e os problemas laboratoriais, a implantodontia conta hoje com os *abutments* cerâmicos produzidos através do Sistema *Cad-Cam*. No entanto, os problemas relativos à união *abutment/implante* e seus respectivos parafusos ainda requerem uma grande avaliação quanto ao seu comportamento e à sua resistência.

Estudando a mecânica dos parafusos na implantodontia, vários fatores são levados em consideração quanto ao funcionamento relativo à união *abutment*/implante; entre eles, pode-se ressaltar a pré-carga do parafuso, ou seja, a força inicial que gera o apertamento do parafuso, que mantém a união entre implante e *abutment* e os fatores que influenciam essa pré-carga, como a aplicação do torque, desenho do parafuso, liga do parafuso, liga do *abutment*, superfície do *abutment* e lubrificação (BURGUETE et al., 1994; HAACK et al., 1995; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1994; JAARDA; RAZZOOG; GRATTON, 1995; MARTIN et al., 2001; MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998).

Inúmeras pesquisas para a avaliação do comportamento do parafuso de *abutment* e da união implante/*abutment* têm sido realizadas (BINON, 1995; BINON, 1996; BINON, 1996; BOGGAN et al., 1999; BREEDING et al., 1993; DRAGO, 2003; JORNEUS; JEMT; CARLSSON, 1992; LANG et al., 2002; LANG et al., 2003; SAKAGUCHI; BORGERSEN, 1993; SCHULTE; COFFEY, 1997; SIAMOS; WINKLER; BOBERICK, 2002; STRUB; GERDS, 2003; TAN; NICHOLLS, 2001; VIDIGAL et al., 1995), bem como pesquisas simulando a função em boca (BASTEN et al., 1996; BINON, 1998; CIBIRKA et al., 2001; DIXON et al., 1995; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; HECKER; ECKERT, 2003; HOYER et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; LEE et al., 2002).

No entanto, mesmo com todos esses trabalhos realizados, são encontrados pouquíssimos estudos na literatura em que a lubrificação é levada em consideração (BURGUETE et al., 1994; MERZ; HUNENBART; BELSER, 2000; STRUB; GERDS, 2003), e mais especificamente, o uso de saliva nos testes, tanto a humana como a artificial (AL RAFEE et al., 2002; TZENAKIS et al., 2002).

Há ainda trabalhos que avaliaram a ação direta da saliva sobre o titânio, mostrando as alterações sofridas por esse sem, no entanto, preocuparem-se em estudar a ação da saliva como lubrificante entre as partes do sistema (GIL; PLANELL; PADROS, 2002; KOHAVI et al., 1995; MANERO; GIL; PLANELL, 1996; SMITH et al., 2001; UEDA, 1998).

2 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem por objetivo avaliar e comparar o torque de remoção do parafuso de *abutment* em *abutments* de zircônia personalizados, tanto imediatamente após o torque inicial quanto após a realização de carga cíclica, tanto em meio seco como em meio úmido, com a utilização de saliva artificial, e definir qual dos grupos obteve, em relação ao outro, uma melhor performance.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão de literatura foi dividida em subitens, a fim de avaliar a evolução de cada assunto separadamente.

3.1 Avaliações clínicas sobre as complicações com parafusos do sistema de implantes

Adell et al. (1981), em trabalho clássico de implantodontia, acompanharam, por 15 anos, implantes osseointegrados e suas respectivas reabilitações protéticas. Relataram que, no período de um a dez anos, somente 1,5% dos parafusos de ouro das próteses e 3,0% dos parafusos de *abutment* convencionais dessas próteses fraturaram.

Brånemark; Zarb; Albrektsson (1987) testaram e analisaram 85 maxilas e 76 mandíbulas reabilitadas com próteses fixa totais sobre implante, observando uma estabilidade das próteses de 99% na mandíbula e 89% na maxila. Baseados nesses resultados clínicos, os autores concluíram que maxilas e mandíbulas desdentados podem receber reabilitações com implantes, sem risco de reações adversas.

Jemt; Lekholm; Grondahl (1990) acompanharam, por um período de três anos, 16 pacientes que receberam 23 implantes reabilitados com próteses unitárias e avaliaram que, após esse período, 91% das próteses permaneceram em função.

Observaram ainda que no primeiro ano, dez (43%) parafusos de *abutment* convencional tornaram-se instáveis uma vez e três tornaram-se instáveis várias vezes; no segundo ano, cinco parafusos tornaram-se instáveis uma vez e dois, várias vezes; no terceiro ano, somente um parafuso tornou-se instável uma única vez. Isso levou os autores a concluírem que, através dos anos, a incidência de perda de parafuso é reduzida.

Jemt et al. (1991) observaram, por um ano, 107 implantes instalados em 92 pacientes que receberam próteses unitárias; após esse período, somente três implantes haviam sido perdidos. O problema mais relatado durante esse ano foi a perda do parafuso de *abutment* (*special single tooth abutment*), sendo que 26% dos parafusos precisaram ser reapertados nesse período.

Naert et al. (1992), em estudo clínico de acompanhamento por seis anos de 509 implantes, instalados consecutivamente em 146 pacientes, obtiveram uma média cumulativa de falhas, após a conexão de *abutment* convencional, de 3,9% para as próteses maxilares e de 4,1% para as próteses mandibulares, sendo a perda do parafuso de ouro (6%) o maior problema encontrado.

Naert et al. (1992), em estudo de acompanhamento por sete anos, com 91 pacientes reabilitados com próteses implanto-suportadas completas, obtiveram, em um total de 99, uma média cumulativa de complicações de 4,9% para a mandíbula e de 10,1% para a maxila. Os maiores problemas foram três fraturas de implante, cinco fraturas de parafuso de *abutment* e sete fraturas do parafuso de ouro.

Tolman e Laney (1992), em estudo clínico de 1983 a 1990, com 353 pacientes restaurados com próteses sobre 1.778 implantes Brånemark, relataram que a fratura do parafuso da prótese ou do parafuso do *abutment* ocorreu, mais freqüentemente, em mandíbulas desdentadas, com 87 ocorrências em 77 mandíbulas restauradas.

Avaliaram, ainda, que 77% das fraturas ocorreram entre o segundo e quarto ano da prótese em função. De 51 pacientes desdentados, tratados com sobredentadura na maxila, seis pacientes tiveram problemas com perda do parafuso da prótese ou do *abutment* e apenas uma fratura do parafuso.

Hemmings; Schmitt; Zarb (1994) acompanharam, por cinco anos, 50 mandíbulas edêntulas restauradas metade com *overdenture* e metade com prótese fixa totais implanto suportadas. Relataram que, durante o período do estudo, ocorreram 11 fraturas de parafuso de *abutment* nas próteses fixas e nenhuma nas *overdentures*, e, ainda, soltura de quatro parafusos de *abutment* nessas *overdentures* e somente uma nas próteses fixas. Quanto aos parafusos de ouro que retêm as próteses, encontraram quatro fraturas para as *overdentures* e cinco para as próteses fixas, e soltura de nove parafusos para as próteses fixas e nenhuma para as *overdentures*.

Laney et al. (1994), em estudo prospectivo de três anos, observaram que a perda dos parafusos de *abutment* foi significativamente reduzida frente ao reportado no estudo de um ano, e que, quando se usou os parafusos de ouro em vez dos parafusos de titânio, estes permaneceram mais seguros.

Becker e Becker (1995), em estudo sobre a reposição de molares com implantes unitários, acompanharam, por um período de 24 meses, 22 pacientes com 24 implantes instalados, obtendo uma média de sucesso de 95%. O parafuso de ouro de retenção perdeu-se em 38% dos casos, entre uma a três vezes.

Balshi et al. (1996), em estudo comparativo na substituição de um único molar por um ou dois implantes observaram, após um período de três anos uma média de sucesso de 99%. Verificaram ainda que as complicações mais frequentes foram a mobilidade da prótese ou a perda do parafuso. Essas complicações foram

predominantes no grupo com um único implante (48%), com redução substancial no grupo com dois implantes (8%).

Taylor (1998) fez uma revisão de literatura e observou que entre os problemas protéticos associados aos implantes, além das falhas de implante, desadaptação das próteses e fraturas de componentes, a perda do parafuso de *abutment* é bastante freqüente e documentada na literatura.

Johansson e Ekfeldt (2003), em estudo prospectivo de 26 pacientes, tratados com implantes Brånemark, no período de 1986 a 1995, com média de observação de 53,9 meses, relataram uma sobrevivência de 96% das próteses. Dentre as próteses com Cantilever (98 implantes), 12% apresentou problemas com o parafuso de ouro e 17% com o parafuso de *abutment*.

3.2 Avaliação dos parafusos nos sistemas de implantes dentais

Jorneus; Jemt; Carlsson (1992) testaram quatro parafusos diferentes: um de cabeça cônica, um de cabeça chata de titânio grau 1, um de cabeça chata de titânio grau 3 e um parafuso de ouro. Obtiveram valores de torque máximo atuando nos parafusos de *abutment* entre 21 e 59 Ncm e observaram que a força máxima de tensão variou de 400 a 1027N. Com isso, concluíram que o pior parafuso foi o de cabeça cônica e que o único parafuso capaz de manter a pré-carga acima de 50Ncm após a acomodação foi o parafuso de ouro.

Breeding et al. (1993) avaliaram o torque necessário para a perda do parafuso de *abutment* de três sistemas, antes e depois da simulação em função, e concluíram que não houve decréscimo significativo no torque necessário à perda do parafuso após qualquer período do teste (equivalente a um mês e seis meses) para os sistemas de oitavado interno e de hexágono externo. Já para o sistema de hexágono interno, observaram um decréscimo significativo no torque necessário à perda do parafuso, no período do teste equivalente a um mês.

Burguete et al. (1994), descrevendo as características de apertamento dos parafusos nas uniões em implantes osseointegrados, ressaltaram a importância da aplicação de uma ótima pré-carga. Os autores relataram que o torque e a pré-carga são indiretamente proporcionais um ao outro, por causa da influência da força de fricção sob a cabeça do parafuso, em que o coeficiente de fricção é dependente da dureza das roscas, acabamento da superfície, quantidade e qualidade do lubrificante, além da velocidade de apertamento. Observaram ainda que a quantidade e as condições do lubrificante no *abutment* e parafusos são imprevisíveis, e que o coeficiente de fricção aumenta conforme a quantidade de lubrificante diminui. Ressaltaram também a necessidade de se usar métodos eletrônicos de apertamento com exatidão, sugerindo o uso de baixa velocidade para o reapertamento dos parafusos.

Andersson et al. (1994) realizaram testes mecânicos sobre o Sistema CeraOne, com diversas supra-estruturas, e concluíram que o parafuso de *abutment* é a parte mais fraca do conjunto, já que a carga necessária para a falha do parafuso é menor que a carga para a falha das coroas testadas.

Binon (1994), durante um painel sobre a função dos parafusos no sistema de implantes, ressaltou que as funções mais importantes do parafuso são a pré-carga, a

acomodação e o alongamento, e que os principais motivos para se perder um parafuso são: apertamento inadequado; baixa pré-carga; falha no reapertamento; variação nos mecanismos de torque; assentamento inadequado da prótese; componentes pobremente produzidos; carga excessiva; parafunção; implante mal posicionado; desenho do parafuso; parafuso com baixa resistência à tensão; cabeça do parafuso; tamanho do parafuso e diâmetro; roscas e pescoço do parafuso; elasticidade do osso

Jaarda; Razzoog; Gratton (1994) avaliaram parafusos de ouro ranhurados aplicando diferentes pré-cargas sobre eles. Concluíram que, mesmo variando a pré-carga de 0, 6, 10, 15 e 20Ncm, a máxima resistência à tensão desses parafusos não foi afetada; além disso, verificaram que o parafuso começava a se perder conforme a carga aproxima-se do valor de pré-carga.

Wiskott; Nicholls; Belser (1995), fazendo uma revisão de literatura sobre as falhas por fadigas em próteses e os métodos de testes encontrados na literatura, sugeriram um guia para pesquisas futuras; dentre os princípios primordiais, os autores afirmaram que os testes devem ter no mínimo um milhão de ciclos para se obter uma relevância clínica em uso.

Dixon et al. (1995) avaliaram a perda do parafuso, a rotação e a deflexão em três sistemas de implantes: um de hexágono externo, um de hexágono interno e um de oitavado interno com *abutments* retos e angulados submetidos à carga cíclica. Concluíram não haver diferença significativa entre os *abutments* retos e angulados quanto à rotação, à deflexão e ao torque requerido para a perda do parafuso. As mudanças de torque observadas após a função não foram grandes o suficiente para causar a perda da conexão implante/*abutment* e a pequena quantidade de rotação-deflexão medida não pôde ser observada clinicamente.

Haack et al. (1995) estudaram o alongamento e a tensão da pré-carga do parafuso de *abutment*, citando que a pré-carga mantém as roscas do parafuso apertadas contra as roscas do implante, mantendo as partes unidas e produzindo a força de apertamento entre a cabeça do parafuso e o seu local de assentamento; o parafuso alonga-se, mantendo a haste e as roscas sobre tensão. A memória elástica do parafuso cria uma força de apertamento que mantém as partes unidas. Dentro desse processo, os autores observaram que o alongamento do parafuso, após a aplicação do torque de apertamento recomendado pelo fabricante, estava dentro dos limites da média elástica. Para o parafuso de ouro torquado a 32Ncm, a média de pré-carga foi de 468,2 (\pm 157,9)N e as tensões induzidas foram de 57,5% do limite de carga para o parafuso. Para o parafuso de titânio torquado a 20Ncm, a média de pré-carga foi de 381,5 (\pm 172,9)N e as tensões induzidas foram de 56% do limite de carga do parafuso. Com base nesses resultados, concluíram que o parafuso pode ser apertado além do torque recomendado pelo fabricante, minimizando assim as perdas de parafusos.

Jaarda; Razzoog; Gratton (1995) estudaram a geometria de cinco parafusos de retenção de prótese, tendo como controle o parafuso de ouro da Nobel Biocare. Aceitando o princípio de engenharia quanto ao desenho do parafuso e o torque de pré-carga como uma correlação, os autores concluíram que a recomendação de apertar o parafuso de ouro da Nobel Biocare com um torque não pode ser aceita como correta para os outros desenhos de parafusos; com base nessas diferenças, a intercambialidade dos parafusos de retenção de prótese pode introduzir variáveis desconhecidas.

Basten et al. (1996) avaliaram a performance de dois sistemas de *abutments* submetidos à carga, variando o torque recomendado pelo fabricante, com acréscimo de

20% e decréscimo de 20%; os autores não observaram diferença estatisticamente significativa entre os três torques para cada um dos sistemas. No Sistema CeraOne, 10 dos 15 implantes fraturaram, e no Sistema Estheticone, só o parafuso de *abutment* falhou.

Schulte e Coffey (1997) compararam parafusos de retenção de nove sistemas diferentes e concluíram que, para a máxima retenção das restaurações implanto-suportadas ser atingida, o parafuso de *abutment* deveria ser instalado com um torque de 30Ncm e o parafuso de retenção da prótese deveria ser eliminado. Observaram também que o valor de torque de remoção dos parafusos ficou em torno de 80% do torque da pré-carga inicial.

Binon (1998) avaliou a técnica de Cavazos e Bell – que previne a perda do parafuso de *abutment* através de selamento – com material de moldagem, no acesso do parafuso. Submeteu os espécimes à carga cíclica, com 133,3N, e obteve como resultado que os espécimes testados perderam o parafuso numa média de 1.141.000 ciclos, enquanto o grupo de controle, sem nenhuma técnica de vedamento, suportou em média 2.447.000 ciclos. Concluiu então que a técnica de Cavazos não inibe a soltura do parafuso, sendo somente um método viável para selar o acesso do parafuso.

McGlumphy; Mendel; Holloway (1998) explicaram a mecânica dos parafusos em implantes. Em um primeiro momento, a união do parafuso está sujeita a dois tipos de forças externas: forças separadoras de união e forças de travamento. Para que não ocorra a perda do parafuso, as forças de separação devem permanecer abaixo das forças de travamento. Em uma união rígida de parafuso, a consideração mais importante, do ponto de vista funcional, é a força inicial de travamento, desenvolvida

pelo apertamento do parafuso, no qual essa força é proporcional ao torque de apertamento.

O torque é um meio desejável para desenvolver e medir a tensão. A aplicação do torque desenvolve uma força com o parafuso, chamada de pré-carga; logo, a pré-carga do parafuso é igual, em magnitude, à força de travamento.

A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: aplicação do torque; liga do parafuso; desenho da cabeça do parafuso; liga do *abutment*; superfície do *abutment*; lubrificação.

A máxima pré-carga é desenvolvida logo após a fratura de torção do parafuso. Entretanto, usa-se uma margem de segurança, que é estabelecida em 75% do valor de falha do torque, o que permite que uma força significativa de apertamento possa ser desenvolvida com um mínimo de risco de fratura do parafuso.

Weiss; Kozak; Gross (2000) registraram o efeito de provas repetidas no valor de torque de remoção em sete sistemas de implantes/*abutment*, através de repetidos ciclos de abertura e fechamento, a 20Ncm, com 200 fechamentos consecutivos. Obtiveram como resultado uma diminuição progressiva no torque de abertura, com perda imediata de três a 20%, e com perda nos primeiros 30 ciclos, em média, de 4,5 a 36%. Com isso, concluíram que essa perda progressiva da retenção pode ocorrer devido à diminuição do coeficiente de fricção entre os componentes, aconselhando reduzir o número de ciclos de abertura e fechamento durante os procedimentos clínico-laboratoriais, antes do torque final do parafuso de *abutment*.

Gratton; Aquilino; Stanford (2001) investigaram a micromovimentação da união parafuso/implante e a fadiga dinâmica em vários pré-torques aplicados aos parafusos de *abutment*, testados em carga cíclica. Para tal, usaram três conjuntos de cinco

implantes com hexágono externo e *abutment* tipo UCLA com parafusos quadrados de ouro para *abutment*, com torques de 16, 32 e 48Ncm. Os conjuntos foram submetidos a cargas entre 20 e 130N, a uma frequência de 6Hz, em um total de 100.000 ciclos, concluindo que, nesse estudo, nenhuma fadiga da interface *abutment/implante* ocorreu. No entanto, a união parafuso/implante exibiu micromovimentação significativamente maior com um torque baixo (16Ncm), enquanto, com os outros torques, a micromovimentação da interface *abutment/implante* permaneceu constante.

Tan e Nicholls (2001) avaliaram a pré-carga dos parafusos de *abutment* de sete tipos diferentes de *abutments*, de hexágono externo, e obtiveram resultados mostrando que os maiores valores de pré-carga obtidos para o torque recomendado pelo fabricante foram conseguidos pelos *abutments* CeraOne da Nobel Biocare ($643,4 \pm 143,1\text{N}$), e os valores mais baixos, para os *abutments* Standard da Nobel Biocare ($181,6 \pm 60\text{N}$). Os autores concluíram que a pré-carga depende do desenho do *abutment*, do diâmetro do parafuso, do material, do torque de aparafusamento e da velocidade do torque.

Martin et al. (2001) avaliaram quatro parafusos de *abutment* de materiais e superfícies diferentes e concluíram que o parafuso com superfície modificada (Gold-Tite e Torqtite) promoveu uma redução no coeficiente de fricção, gerando ângulos de rotação e valores de tensão maiores que os parafusos convencionais, de liga de ouro e de titânio.

Siamos; Winkler; Boberick et al. (2002) avaliaram a relação da pré-carga do parafuso de implante e sua perda e concluíram que o aumento dos valores de torque para os parafusos de *abutments*, acima de 30Ncm, pode ser benéfico para a estabilidade do conjunto *abutment/implante*, diminuindo, com isso, a perda do parafuso

de *abutment*. Afirmaram ainda que o reaperto do parafuso de *abutment*, 10 minutos após o torque inicial, deve ser aplicado rotineiramente nas condutas clínicas.

Tzenakis et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques de pré-carga em parafusos de ouro fendado, na presença de saliva humana. Obtiveram um resultado de aumento da pré-carga (184,3N a 220,2N) depois de sucessivos torques e remoções do parafuso (até dez vezes) na presença de saliva, concluindo assim que o uso do parafuso de ouro, nas sessões de prova, pode ajudar a obter-se uma ótima pré-carga durante o torque final, na sessão de instalação da prótese.

Al Rafee et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques, na presença de saliva, e na máxima resistência à tensão de um parafuso de ouro ranhurado de retenção de próteses. Concluíram que esse parafuso pode ser apertado e removido até 20 vezes, sem efeito na sua máxima resistência à tensão, e que o uso da saliva humana como lubrificante durante o torqueamento não teve nenhum efeito na máxima resistência à tensão.

Lee et al. (2002) investigaram o efeito da simulação da mastigação *in vitro* nos componentes de implantes. No teste, foram usados 13 implantes com hexágonos externos com os respectivos *abutments* Standard torqueados a 20Ncm, com coroas simples sobre os mesmos, retidas com parafuso de ouro e torqueadas a 10Ncm. Os conjuntos foram submetidos a uma força de 100N, num ângulo de 30° em relação ao longo eixo, com frequência de 1Hz, variando também os torques dados nos parafusos de ouro. Os autores observaram que somente quatro parafusos de ouro perderam-se antes de um milhão de ciclos, concluindo que o torque de aparafusamento tem um efeito significativo na perda do parafuso. Nesse estudo, não se observou nenhuma outra alteração nos demais componentes.

Khraisat et al. (2002) avaliaram a resistência à fadiga e o modo de falha da união implante/*abutment* de implantes Brånemark de hexágono externo e de implantes I.T.I. de conexão cônica interna. Sete conjuntos de implantes Brånemark com *abutment* CeraOne, com uma fundição cimentada sobre eles, e sete conjuntos de implantes I.T.I. com *abutments* sólidos, e uma fundição cimentada, foram submetidos à carga cíclica de 100N por 1.800.000 ciclos. Os autores observaram que todos os parafusos de *abutment* do conjunto de implante de hexágono externo fraturaram entre 1.178.000 e 1.733.000 ciclos, enquanto para o grupo dos implantes I.T.I. nenhum parafuso fraturou; os autores concluíram que o desenho da união do Sistema I.T.I. é significativamente melhor do que os implantes com *abutments* do Sistema Brånemark. Essa falha pode servir como mecanismo de proteção ao implante e às estruturas adjacentes das sobrecargas.

Ueda (2003), em estudo usando um dispositivo de contra torque durante o torque dado nos parafusos de *abutments*, concluiu que a perda de torque sem o dispositivo de contra torque foi em média 34% para os implantes de hexágono externo e 39,63% para os de hexágono interno; com o dispositivo de contra torque, a média do afrouxamento foi menor, 12,24% para os de hexágono interno e nenhuma perda do torque inicial para os de hexágono externo.

Drago (2003), em estudo clínico, observou que os parafusos de *abutments* com tratamento de superfície e propriedades melhoradas podem prover melhores valores de pré-carga e que os parafusos Gold-Tite torquados a 35Ncm mantêm uma conexão estável entre implante e *abutment*. Nessa avaliação de 12 meses, somente um parafuso foi perdido, havendo média de sobrevivência de 99%.

Strub e Gerds (2003) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falha de cinco tipos de *abutments* para dentes unitários, antes e depois de uma carga cíclica em boca

artificial. Concluíram que a boca artificial (simulação da mastigação e termociclagem) é uma ferramenta útil para se checar a estabilidade da interface parafuso/*abutment*/implante e que houve diferença estatisticamente significativa na resistência à fratura dos espécimes, antes e depois da exposição à boca artificial.

Lang et al. (2003), estudando a pré-carga do parafuso de *abutment* através de estudo de elemento finito, puderam observar que a pré-carga obtida com a conexão interna é maior do que a obtida com sistemas hexagonais. Observaram ainda que, diminuindo-se o coeficiente de atrito, tem-se uma boa maneira de melhorar a pré-carga; além disso, verificaram que o coeficiente de fricção é influenciado pela dureza dos componentes de implante, pelo acabamento da superfície, tipo de material, tratamento da superfície e da lubrificação, velocidade de apertamento do parafuso, justeza entre as roscas e entre a interface *abutment*/implante, além da tolerância do parafuso com o buraco do parafuso.

3.3 Avaliação da interface implantel/*abutment*, seus componentes e tipos de conexões

Sakaguchi e Borgersen (1993), através de uma análise de elemento finito, com ciclos repetidos de carga e não-carga, em contatos alternados em um conjunto de implante/*abutment*/coroa, concluíram que houve a separação entre a base da cabeça do parafuso de retenção e a coroa, e também, entre a coroa e o *abutment* do lado oposto à carga aplicada.

Binon (1995), avaliando a precisão de usinagem e compatibilidade de implantes/*abutments* e análogos, concluiu que a intimidade de adaptação entre o hexágono do implante e o hexágono do *abutment* é de grande importância na estabilidade anti-rotacional. Observou também que a desadaptação cria um potencial movimento adicional entre implante/*abutment*, fazendo que a pré-carga do parafuso do *abutment* se dissipe pelas vibrações e micromovimentação. O autor concluiu ainda que uma rotação hexagonal menor que 5° é desejável para uma ótima estabilidade de união.

Vidigal et al. (1995) avaliaram a interface da conexão implante/*abutment* entre vários sistemas e obtiveram os seguintes valores: TF Implant – 150µm; SR Press – 50µm; Brånemark System – 20µm; Screw Vent e IMZ: não foi observada solução de continuidade entre os componentes. Mediante os resultados, os autores concluíram que a interface implante/*abutment* tem que se assentar o melhor possível, a fim de evitar o crescimento bacteriano e, permitir o melhor controle de placa por parte do paciente, pois os implantes mal adaptados na interface implante/*abutment* podem acumular placa a longo prazo, causando, assim, periimplantite.

Balfour e O'Brien (1995) identificaram as limitações de três sistemas de implantes para dentes unitários: um sistema de implante com conexão interna oitavado, um sistema de hexágono externo e um sistema de hexágono interno. Nos testes de carga cíclica, obtiveram os seguintes resultados, para o limite de resistência: 242N para o hexágono externo, 400N para o oitavado interno e 367N para o hexágono interno; nos testes de carga estática, obtiveram 756N para o hexágono externo, 587N para o oitavado interno e 814N para o hexágono interno. Concluíram que a conexão interna

oitavado é a mais fraca, seguida pelo hexágono externo. O desenho do hexágono interno mostrou prover o mais alto grau de estabilidade para dentes unitários.

Binon (1996) avaliou três sistemas de implantes de hexágono externo quanto à tolerância de usinagem e à adaptação dos componentes. O autor concluiu que os sistemas necessitam de uma maior fidelidade entre os componentes para realizar uma transferência ao modelo de gesso preciso, e, conseqüentemente, com o análogo. O autor também concluiu que, usando componentes do mesmo sistema, corre-se menor risco de desajuste entre os componentes e sua rotação.

Binon (1996) descreveu as características de um implante dental ranhurado com seu respectivo *abutment*, submetendo o conjunto a diversos testes. O autor concluiu que esse conjunto é mecanicamente estável, tem um mínimo de movimento rotacional, melhor resistência à perda do parafuso e boa fidelidade de interface.

Binon (1996) avaliou ainda o efeito do desajuste do hexágono do implante/*abutment* na estabilidade da união do parafuso de *abutment*, concluindo que existe uma correlação entre a rotação do hexágono do implante e o hexágono do *abutment* com o desajuste e a perda do parafuso; também mostrou que uma rotação menor que 2° de liberdade é melhor, e que uma rotação maior que 5° favorece a soltura do parafuso de *abutment*.

Binon e McHugh (1996), avaliando o efeito de eliminar-se o desajuste rotacional da interface implante/*abutment*, concluiu que existe uma correlação direta entre o desajuste rotacional e a perda do parafuso. Nesse trabalho, os *abutments* fundidos, e com os hexágonos repreparados, são muito mais resistentes à perda do parafuso do que os pré-maquinados, tanto com um torque de 20Ncm como de 30Ncm no parafuso de *abutment*.

Mollersten; Lockowandt; Linden (1997) avaliaram a influência do desenho de sete sistemas diferentes de implantes na resistência e no modo de falha dos implantes. Os autores obtiveram, em seus resultados, uma variação significativa entre os sistemas, conforme a profundidade das uniões. Nas uniões mais profundas (conexões internas – IMZ) obtiveram uma média de resistência, ao momento de flexão, de 693N; e para as uniões externas mais rasas (Estheticone Nobel Biocare), uma média de até 138N. Concluíram que as uniões mais profundas favorecem a resistência das estruturas dos sistemas de implantes, e que as falhas ocorreram mais na união coroa/*abutment* e com menor frequência na união implante/*abutment*.

Ma; Nicholls; Rubenstein (1997) avaliaram a tolerância à usinagem de vários componentes de implantes entre si e observaram uma tolerância de medidas variando de 22 a 100µm, mostrando que a tolerância entre a réplica e o cilindro de trabalho é muito grande, o que pode fazer que um trabalho passivo no laboratório não seja passivo na boca, pois a tolerância entre o *abutment* e o cilindro é bem menor.

Boggan et al. (1999) investigaram se o diâmetro da plataforma e a altura do hexágono do implante interfeririam na resistência à fadiga do conjunto implante/*abutment*. Submeteram implantes de 4 e 5 mm de diâmetros, com os seus respectivos *abutments* torqueados a 30Ncm, a testes de carga cíclica e estática, verificando que os implantes de 4 mm de diâmetro, sob carga cíclica, tiveram seu limite de resistência a 350N, e sob carga estática, a 966N; os implantes com 5mm de diâmetro tiveram seu limite de resistência a 625N, sob carga cíclica, e a 1955N, sob carga estática. Concluíram que os implantes de largo diâmetro reduzem a probabilidade de fratura de componentes nos sistemas de implantes.

Binon (2000) realizou uma revisão da literatura mostrando a grande variedade dos sistemas de implantes e de seus componentes, bem como suas características, sugerindo por fim, dez passos para critérios de seleção de um sistema.

Merz; Hunenbart; Belser (2000) compararam a conexão *abutment*/implante com um sistema cônico oitavado e com um sistema que simula um hexágono externo. Testes de carga dinâmica foram realizados e comparados com resultados obtidos por elemento finito. Os resultados mostraram que o aparafusamento do *abutment* gerou uma distribuição simétrica de tensão na área de conexões entre implantes e *abutments* nos dois modelos. Os autores constataram a importância da conexão cônica em reduzir a carga na porção do parafuso de *abutment* e também em prevenir perdas de parafuso sob a ação de cargas axiais.

Sartori e Francischone (2000) avaliaram se haveria diferença entre a adaptação das próteses obtidas com os cilindros de ouro sobrefundidos e matrizes plásticas com diferentes ligas. Concluíram que os procedimentos laboratoriais introduzem modificações na interface estabelecida pelo processo de fabricação, e que os cilindros pré-fabricados em ouro têm melhor comportamento e são menos suscetíveis à variabilidade da técnica; Verificaram ainda que as matrizes plásticas têm um comportamento bem mais pobre.

Hoyer et al. (2001) investigaram a fadiga dos parafusos de *abutment* tipo UCLA em restaurações sobre implantes de largo diâmetro e de diâmetro convencional na manutenção da integridade da interface *abutment*/implante. Alguns conjuntos tiveram o seu hexágono aliviado com uma broca. Os conjuntos de plataforma regular foram torqueados a 32Ncm e os de plataforma larga, a 25Ncm. Os espécimes foram submetidos à carga dinâmica de $120 \pm 10\text{N}$, a uma frequência de 10 Hz por até 500.000

ciclos. A partir dos resultados de abertura da interface de união implante/*abutment* de $14 \pm 7\mu\text{m}$, para os conjuntos de plataforma larga, e de $11 \pm 10\mu\text{m}$, para os de plataforma regular, concluíram que os dois conjuntos experimentaram aberturas similares na junção, após os períodos de forças dinâmicas, e que os ajustes laboratoriais realizados nos hexágonos diminuem significativamente a vida útil do parafuso de *abutment*.

Cibirka et al. (2001) testaram três grupos de implantes de hexágono externo com *abutments* Procera[®] retidos com parafusos de ouro Unigrip e torquados a 32Ncm. Um grupo foi mantido íntegro, o segundo grupo teve o hexágono do implante modificado e o terceiro grupo teve o hexágono do implante removido, ficando circular. Os grupos foram submetidos à carga dinâmica de 20 a 200N, num total de 5.000.000 de ciclos, após os quais foram realizadas as medidas do torque de remoção dos parafusos. Os autores não observaram nenhuma desadaptação longitudinal na interface *abutment/implante*, concluindo que a modificação no hexágono dos implantes não produziu efeitos significativos nos valores do torque de remoção do parafuso de *abutment* após 5.000.000 ciclos (14,4Ncm até 16,4Ncm).

Lang et al. (2002) estudaram a orientação do hexágono do *abutment* com o hexágono do implante, após o torque do parafuso de *abutment* nos implantes Brånemark com os *abutments* CeraOne, Estheticone, Procera[®] e AurAdapt com seus respectivos parafusos, com e sem o uso de dispositivo de contra torque. Após cada conjunto ter sido submetido aos respectivos torques de cada *abutment*, com e sem contra torque, os autores chegaram à conclusão de que o grau de rotação para qualquer grupo não ultrapassou $3,53^\circ$, com ou sem contra torque, e que os valores

absolutos de rotação dos grupos ficaram abaixo de $1,5^\circ$, o que sugere uma ótima estabilidade de união do parafuso.

Carvalho et al. (2002) avaliaram o assentamento dos componentes protéticos tipo GOLD/UCLA à plataforma do implante e do UCLA teflon fundido em liga de níquel-cromo-titânio-molibdênio e de titânio puro. Concluíram que o grupo fundido com níquel-cromo-titânio e molibdênio mostrou melhores resultados de assentamento ao implante do que o grupo fundido com titânio comercialmente puro. No entanto, ambos foram inferiores ao grupo de controle de GOLD/UCLA.

Joly e Lima (2003) compararam a fenda existente entre o intermediário e o implante em dois sistemas de implantes, um de dois estágios e outro de apenas um estágio. Através da leitura feita por microscopia eletrônica de varredura, os autores obtiveram as medições dessa fenda de $3,89 \mu\text{m}$, para os implantes de dois estágios, e de $3,98 \mu\text{m}$, para os implantes de um estágio, não observando diferença estatística entre os dois sistemas.

Hecker e Eckert (2003) submeteram próteses fixas implanto-suportadas à carga cíclica, para avaliar a adaptação e a desadaptação das estruturas dessas próteses com os respectivos *abutments*. Submeteram as infra-estruturas a uma carga cíclica de 200N na região anterior, na região posterior, unilateralmente e bilateralmente, por 200.000 ciclos e concluíram que, com a carga anterior, a desadaptação da infra-estrutura com os *abutments* diminuiu, o que já não ocorre nas cargas posteriores. Isso sugere que essas forças podem alterar o assentamento das próteses sobre os respectivos componentes de suporte, e, ao longo do tempo, atrapalhar a integridade da manutenção da união do parafuso.

Keating (2004), descreveu um sistema de implante em que o *abutment* não possui parafuso de *abutment* para estabilidade da união. Assim a união é obtida por um sistema denominado *Locking Taper*, que é mantido por fricção, eliminando, dessa forma, os problemas ocasionados pelo sistema de parafuso.

3.4 Avaliação das forças e funções mastigatórias

Bates; Stafford; Harrison (1975), em revisão de literatura, avaliaram a velocidade dos movimentos mandibulares, o ritmo e as forças desenvolvidas na mastigação, verificando que a média de ciclos mastigatórios varia de 49 a 120 ciclos/minuto na dentição natural e de 33 a 123 ciclos/minuto na dentição artificial. Os valores relatados para a carga mastigatória são extremamente variáveis, dependendo do método realizado para obter-se a medida, se é uma força máxima de mordida ou uma força de mastigação, podendo os valores variar de 3,92N até 217N, para a força de mastigação, e de 132N até 898N, para a força máxima de mordida.

Haraldson e Carlsson (1977) analisaram 19 pacientes com próteses fixas sobre implantes, com média de três anos e meio em função, e obtiveram os seguintes resultados, para os três níveis de força de mordida: mordida leve, em média 15,7N; força máxima de mordida, em média 144,4N; e força durante a mastigação em média 50,1N. Observaram, também, que os pacientes foram capazes de distinguir esses três diferentes tipos de mordida.

Haraldson; Carlsson; Ingervall (1979) avaliaram a função mastigatória de 13 mulheres, de 42 a 59 anos, com próteses sobre implantes, e compararam com um grupo de controle de dentados. Concluíram que pacientes com próteses sobre implantes têm uma função mastigatória igual ou próxima a de pacientes com dentes naturais ou com próteses suportadas por dentes naturais. Os autores obtiveram os valores médios de força de mordida durante a mastigação de 32,3 a 52,3N, para o grupo de teste, e de 33,1 a 52,3N, para o grupo de controle; os valores médios da máxima força de mordida foram de 143,5N, para o grupo de teste, e de 169,2N, para o grupo de controle.

Neill et al. (1989), estudando as cargas funcionais da dentição, obtiveram os seguintes resultados durante a mastigação: na mulher, variou de 1,3kg ($\pm 13N$) até 10,7 kg ($\pm 107N$), com picos de força de 19,9kg (199N) até 118,5kg (1.185N); para os homens, os valores obtidos durante a mastigação variavam de 2,1 Kg (21N) até 16,6Kg (166N), com picos de força variando de 28Kg (280N) a 181Kg (1.810N). Observaram, ainda, que nos portadores de próteses totais esses valores caíam acentuadamente, porém a perda da eficiência mastigatória era compensada pelo aumento no tempo de mastigação.

Richter (1995), estudando as cargas que incidem sobre implantes osseointegrados, observou que, em apertamento em oclusão, o nível de força foi de aproximadamente 50N, tanto para dentes naturais como para implantes; também verificou que, durante a mastigação, a média do nível de carga nos molares e pré-molares pode variar de 8 a 60N, dependendo do tipo de alimento e que a força máxima de mordida pode ser aproximadamente dez vezes maior. Observou ainda que molares simples e pré-molares transmitem uma força vertical máxima de 120 a 150N.

3.5 Avaliação da evolução e uso dos *abutments* cerâmicos e de zircônia

Tripodakis et al. (1995) avaliaram o modo e a resistência à fratura de *abutments* totalmente cerâmicos com diversos tipos de coroas submetidas à carga estática. Os autores concluíram que o grupo no qual as coroas foram fundidas diretamente sobre o *abutment* totalmente cerâmico foi o mais fraco, mostrando fraturas a um valor médio de 236N, e que a parte mais frágil nas restaurações sobre os *abutments* totalmente cerâmicos em implante unitários, foi no parafuso de *abutment*.

Papavasiliou et al. (1996) avaliaram a concentração de tensão e sua distribuição nos *abutments* cerâmicos de implantes, sob cargas mastigatórias, através de análise de elemento finito. Os autores concluíram que a máxima tensão concentra-se na porção coronal do implante, no osso cortical e na região de união de restauração/*abutment*; verificaram ainda que restaurações cimentadas distribuem menos tensão para as áreas frágeis do *abutment* do que as restaurações aparafusadas.

Sadoun e Perelmuter (1997) descreveram um novo *abutment* cerâmico com uma mistura de alumina (óxido de alumínio) e zircônia estabilizada (óxido de zircônia), que é preparável e posteriormente infiltrada por vidro para obtenção de uma maior resistência.

Andersson et al. (1999) avaliaram a função clínica do *abutment* cerâmico CerAdapt suportando próteses parciais fixas pequenas por um período de dois anos, com um resultado cumulativo de 94,7% de sucesso para as próteses realizadas sobre os *abutments* cerâmicos. Nenhuma diferença entre os *abutments* cerâmicos e os de titânio foi observada quanto ao sangramento periimplantar.

Kosmac et al. (1999) estudaram a resistência à flexão das cerâmicas de zircônia de itria tetragonal estabilizada quanto aos desgastes e ao jateamento. Concluíram não haver diferença na resistência, tanto para cerâmicas de granulação fina quanto para cerâmicas de granulação grossa. Entretanto, observaram que os desgastes, tanto a seco como em meio úmido, podem provocar uma degradação substancial e reduzir a confiabilidade dos elementos de zircônia pré-fabricados; em relação ao jateamento, esse pode prover uma técnica poderosa para aumentar a resistência das cerâmicas de zircônia de itria tetragonal, o que na prática clínica é desejável.

Yildirim et al. (2000) ilustraram casos clínicos em que usaram *abutments* cerâmicos tanto de alumina como de zircônia, relatando a possibilidade de ambos serem desgastados e individualizados, proporcionando adaptações anatômicas para as próteses unitárias com obtenção de uma ótima estética gengival.

Kim et al. (2000) estudaram as propriedades de um composto de zircônia acrescido de alumina [(Y,Nb)-TZP/ Al_2O_3] e concluíram que a adição de 20% de volume com óxido de alumínio melhorou a resistência e a dureza do composto, permitindo que esse fosse autoclavado sem a perda da estabilidade tetragonal da zircônia; também constataram que esse composto é biologicamente bem tolerado pelos tecidos.

Tinschert et al. (2000) compararam a estabilidade estrutural das cerâmicas de alumina, feldspática, leucita, mica e zircônia. Concluíram que os processos laboratoriais de confecção das próteses resultaram na produção de falhas de superfície, que limitam a resistência dos materiais, enquanto as próteses obtidas por um processo industrial, a partir de um bloco pré-fabricado de cerâmica, otimizam a confiabilidade estrutural dos mesmos.

Kosmac et al. (2000), avaliando a cerâmica de zircônia dental com grânulos finos, grossos e com acréscimo de 0,25% de alumina, concluíram que o melhor tipo de desgaste é realizado com pontas de granulação fina (50 μm) e com posterior jateamento da superfície; também verificaram que as zircônias com acréscimo de alumina comportam-se melhor frente aos testes químicos, o que sugere a sua aplicação na odontologia.

Andersson et al. (2001) compararam o resultado entre um e três anos de coroas unitárias realizadas sobre *abutments* CerAdapt e CeraOne, quando submetidos à carga (mastigação). Obtiveram, como resultado, uma sobrevivência de 93% dos casos realizados sobre os *abutments* CerAdapt e de 100% dos casos realizados sobre os *abutments* CeraOne, durante o primeiro ano, e um sucesso de 100% para ambos os *abutments* no acompanhamento entre um e três anos. Observaram, ainda, condições saudáveis dos tecidos moles para ambos os conjuntos.

Cho et al. (2002) compararam cinco combinações diferentes de coroas/*abutments* para restaurações unitárias, considerando a capacidade de suportar carga, tanto com os *abutments* cerâmicos quanto com os de titânio. Após os testes, os autores concluíram que coroas totalmente cerâmicas sobre *abutments* cerâmicos fresados são muito mais fracas do que coroas metalo-cerâmicas sobre *abutments* de titânio, e que a resistência à fratura sob carga vertical é muito maior do que sob carga oblíqua.

Luthardt et al. (2002) avaliaram as alterações sofridas pela zircônia com o desgaste de próteses fixas instaladas sobre esses *abutments* e concluíram que houve alteração na superfície da zircônia quanto à sua resistência e à rugosidade de superfície, o que pode acarretar falha ao longo do tempo. No entanto, os autores

sugerem maiores investigações sobre o tema, principalmente simulando o uso de cimento - o que pode diminuir a degradação induzida pelo desgaste.

Brodbeck (2003) descreveu um *abutment* cerâmico de zircônia com a base em titânio, ressaltando a possibilidade de obtenção do perfil de emergência por meio do preparo e da boa predictibilidade e consistência estética obtidas nessas restaurações implanto-suportadas.

Blue et al. (2003) avaliaram o efeito das pontas montadas diamantadas e a composição do material do *abutment* na eficiência do preparo, na rugosidade da superfície preparada, na deteriorização da superfície das pontas montadas diamantadas, quando do preparo de *abutments* cerâmicos de alumina e de zircônia. Observaram que o material é removido por mecanismos de fratura intergranular para os *abutments* de alumina, em contraste com fraturas transgranular dos *abutments* de zircônia. Concluíram que pontas super ásperas produzem um efeito de remoção do material mais eficiente nos *abutments* de alumina e que todos os tamanhos de partículas abrasivas removeram uma quantidade similar nos *abutments* de zircônia.

Yildirim et al. (2003) avaliaram *abutments* cerâmicos quanto à resistência à fratura e concluíram que os *abutments* de zircônia foram duas vezes mais resistentes à fratura do que os de alumina, devendo-se considerar os *abutments* de zircônia quando se deseja uma tolerância mecânica maior.

3.6 Considerações sobre o Sistema Procera®

Bonnard et al. (2001) descreveram um caso clínico com o uso de *abutment* Procera® e de coroas obtidas pelo Sistema Procera® All Ceram, em que ressaltaram os benefícios estéticos.

Boudrias et al. (2001) descreveram o uso dos *abutments* cerâmicos de óxido de alumina densamente sinterizados, usinados pela tecnologia *Cad-Cam*, ressaltando as qualidades estéticas dos trabalhos obtidos e restringindo o seu uso a regiões de incisivos e pré-molares.

Dahlmo et al. (2001) avaliaram a exatidão de um programa *Cad-Cam* usado em odontologia (Sistema Procera®), para a produção de componentes protéticos, através do desenho e da produção de formas geométricas conhecidas (quadrado e cone) e compararam as medidas obtidas nos objetos diretamente e na tela do programa *Cad-Cam*. Concluíram que não há diferença nessas medidas e que o método tem alta validade, exatidão e confiabilidade.

Heydecke; Sierraalta; Razzoog (2002) descreveram um caso clínico com a utilização de um *abutment* cerâmico pré-fabricado e de outro obtido pelo Sistema *Cad-Cam*, ressaltando os excelentes resultados estéticos conseguidos nos dois casos. Os autores relataram que o *abutment* realizado pelo Sistema *Cad-Cam* não necessitou de mais preparo, simplificando seu processo de customização.

Lang et al. (2003) sugeriram que o *abutment* Procera® poderia ser usado universalmente, em múltiplos sistemas de implantes de hexágono externo. Através da mensuração de hexágono interno do *abutment* Procera®, da mensuração de hexágono

externo de cinco implantes diferentes, de avaliação radiográfica de 30 junções *abutment*/implante após os 32Ncm de torque, e pela avaliação de três parafusos de *abutment* e três implantes quanto à sua rosca, os autores concluíram que o hexágono interno do *abutment* Procera® ajustou-se ao hexágono externo do sistema avaliado, e que o parafuso do *abutment* Procera® ajustou-se ao furo interno dos implantes em questão, pois esses possuem as mesmas designações métricas, o que torna o *abutment* Procera®, com o seu respectivo parafuso, de uso universal entre os sistemas de implantes estudados.

3.7 Avaliação de torquímetros

Goheen et al. (1994) avaliaram a habilidade de profissionais em dar o torque correto, com o uso de chaves manuais e com torques mecânicos e eletrônicos. Concluíram que há uma enorme variação na habilidade dos clínicos em perceberem o torque adequado. Os autores também constataram que os dispositivos de torque mecânico operados manualmente, produzem valores de torque com tolerâncias especificadas pelos fabricantes para todos os níveis; já os torques eletrônicos variam os valores de acordo com a velocidade de aparafusamento, o que torna necessário que dispositivos de torque sejam bem calibrados para se produzir o torque adequado.

Mitrani et al. (2001) avaliaram a precisão da saída de torque de quatro torquímetros eletrônicos novos e de dez torquímetros eletrônicos usados (*Torque Controller Set* – Nobel Biocare), nos torques de 10Ncm, 20Ncm e 32Ncm, em alta e

baixa velocidade. Concluíram que o torque desprendido pelos dez dispositivos usados mantiveram a precisão de torque equivalente aos quatro dispositivos novos. Observaram ainda uma melhor saída de torque dos dispositivos em questão quando em velocidade alta.

Standlee et al. (2002) testaram e compararam três torquímetros mecânicos (Nobel Biocare, Strumamm I.T.I e DynaTorq I.T.I) quanto à precisão de torque dispensado por esses dispositivos e concluíram existir uma variação em torno de 10% da saída de torque de cada dispositivo individualmente, tendo o torquímetro mecânico da Nobel Biocare mostrado as maiores discrepâncias.

3.8 Avaliação da saliva sobre superfícies de titânio

Kohavi et al. (1995) estudaram a adsorção de proteínas salivares pelos componentes protéticos de titânio expostos ao meio oral, durante um período de duas a seis semanas, e concluíram que a adsorção seletiva das proteínas possibilita a união de bactérias orais específicas, podendo alterar a composição do biofilme sob a superfície do titânio.

Manero; Gil; Planell (1996) estudaram o efeito da ação da solução fisiológica no comportamento de deformação de uma liga de titânio submetida à carga cíclica. Como resultado, os exemplares testados a seco obtiveram uma deformação a 2.700 ciclos, enquanto os espécimes em meio úmido obtiveram uma deformação a 1.200 ciclos. Com

isso, os autores concluíram que a solução salina parece acelerar o processo de propagação da fenda, nessa liga estudada.

Ueda (1998) analisou a adsorção de proteínas salivares e proteínas séricas pelo titânio. Concluiu que várias proteínas têm afinidade com o titânio, concorrendo com ele e podendo promover um acúmulo de placa mais facilmente do que uma superfície de titânio polida sem adsorção de proteínas.

Smith et al. (2001) analisaram, *in vitro*, o potencial erosivo de diversas salivas artificiais disponíveis comercialmente e observaram que a maioria das salivas não apresentaram nenhum potencial erosivo; verificaram ainda que salivas baseadas na mucina mostraram mais propriedades fisiológicas do que as demais.

Gil; Planell; Padros (2002) estudaram o efeito de aplicação de jato na deformação cíclica do titânio comercialmente puro, realizado em um meio de saliva artificial a 37° C. Concluíram que o limite à resistência à fadiga é reduzido em todos os casos, quando o material é testado em uma solução de saliva, em comparação aos testes realizados a seco.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 MATERIAIS

- 12 implantes do Sistema Brånemark, tipo MKIII, com 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento da Nobel Biocare (28.887) – Suécia
- 1 scanner modelo 050 ProCera[®] da Nobel Biocare - EUA
- 12 *abutments* ProCera[®] em zircônia de 11,5 mm de altura por 8 mm de diâmetro (W-U-Hex R.P.ZRW/S) da Nobel Biocare - Suécia
- 12 parafusos de *abutments* TorqTite (29283) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 macho de tarracha cirúrgica (26240) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 chave de inserção de implantes de 26mm (29126) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 chave Unigrip de 30mm (29153) da Nobel Biocare – Suécia
- 1 cabo para instrumentos mecânicos (29161) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 motor para controlar torque (110V) do Sistema Brånemark da Nobel Biocare (DEA 059-0) - Suécia
- 1 contra-ângulo anel azul 1:1 (DEC 320) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 cabeça para contra-ângulo ponto verde 2:1(DEC 330) da Nobel Biocare - Suécia
- 1 tubo de saliva artificial Oral Balance 42g - EUA
- 1 torquímetro Tohnichi modelo BTG60cN-S (503500R) - Japão
- 1 voltímetro Bruel e Kjaer modelo 2432 - Alemanha
- 1 amplificador de carga PCB Piezotronics modelo 482A16 - EUA

- 1 osciloscópio analógico Tektronix 434 - EUA
- 1 analisador de espectro Bruel e Kjaer de dois canais modelo 2032 - Alemanha
- 1 amplificador de tensão Bruel e Kjaer modelo 2807 - Alemanha
- Sistema excitador da Bruel e Kjaer composto por:
 - 1 corpo modelo 4801- Alemanha
 - 1 cabeça modelo 4814 - Alemanha
- 1 acelerômetro PCB Piezotronics modelo 333A32 (2286) - Alemanha
- 1 célula de carga PCB Piezotronics modelo 201B02 (9415) - EUA
- 9 cabos coaxiais BNC (M17/028)
- 6 conectores BNC do tipo T
- 1 Computador com processador Intel
- 1 placa multifuncional de aquisição de dados National Instruments – AT-MIO-16E-10 - EUA
- 1 placa BNC National Instruments – BNC-208 Analog BNC breakout board - EUA
- 1 mesa-suporte de aço com 650mm de comprimento, 350mm de largura e 650mm de altura
- 1 copo plástico de 13 por 19mm de diâmetro para retenção da saliva no ensaio
- 1 cilindro de latão 25 por 18mm de diâmetro para fixação do implante
- 1 suporte de aço para o cilindro de 75x120x14mm com ressalto de 15°
- 1 posicionador para o suporte 135x42x5mm
- 1 chapa gabarito de 15° de inclinação
- 1 haste de aço para compressão de 63x42x10mm
- 1 dispositivo de aço para proteção do atuador
- 1 pastilha de metal duro de 2,5 por 8mm de diâmetro

- Microscópio tridimensional ROI (*Ram Optical Instrumentation*) modelo Spint

(nº. de série 524374-98-040) - EUA

4.2 MÉTODO

4.2.1 Obtenção dos conjuntos de prova

A partir de um cilindro provisório de titânio, para ser usado diretamente sobre o implante, foi torneada uma esfera em metal com 8 mm de diâmetro. O cilindro foi então cortado a uma altura de 11,5 mm da cabeça do implante, onde a esfera terminou (fig.01) (Anexo G).



Figura 01 - Cilindro de titânio com a esfera torneada

Após esse passo, levou-se a esfera com o cilindro de titânio ao laboratório, onde o conjunto foi encerado para dar acabamento à peça (fig.02).



Figura 02 - Cilindro de titânio com a esfera torneada e encerada

Posteriormente, o conjunto foi escaneado através de um scanner do Sistema Procera[®] (fig.03), evitando-se o preparo desse *abutment* (BLUE et al., 2003; KOSMAC et al., 1999; KOSMAC et al., 2000; TINSCHERT et al., 2000). A imagem obtida foi transferida para um computador.

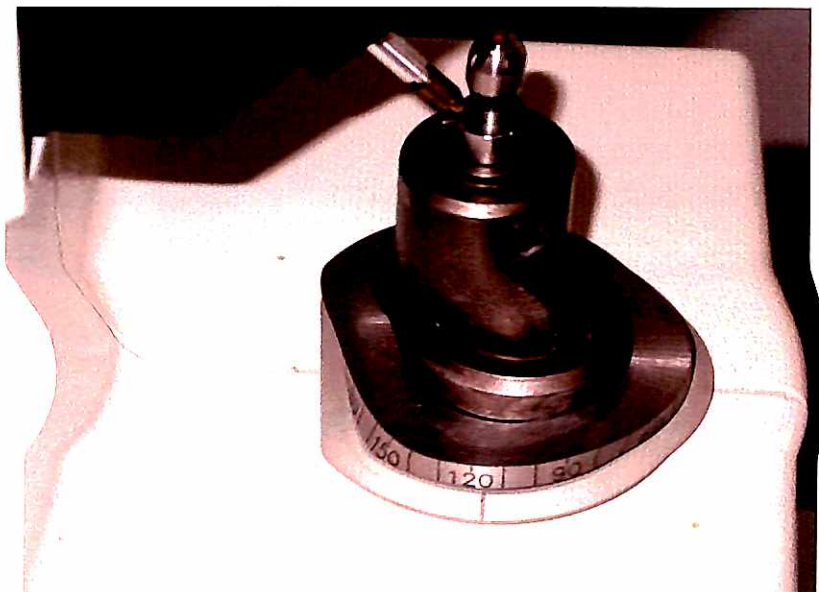


Figura 03 - Escaneamento do conjunto

A imagem obtida no computador (fig.04), pelo programa do Sistema Procera[®], não sofreu nenhuma alteração, devido à precisão do sistema (DAHLMO et al., 2001). Em seguida, os dados obtidos foram enviados, via internet, à central de produção, na Suécia, que, então, produziu um *abutment* de zircônia com suas características inerentes (KIM et al., 2000; YILDIRIM et al., 2003), idêntico à imagem obtida pelo escaneamento e sem os problemas oriundos de um processo laboratorial sobre os componentes (BINON, 1996; MA; NICHOLLS; RUBENSTEIN, 1997).

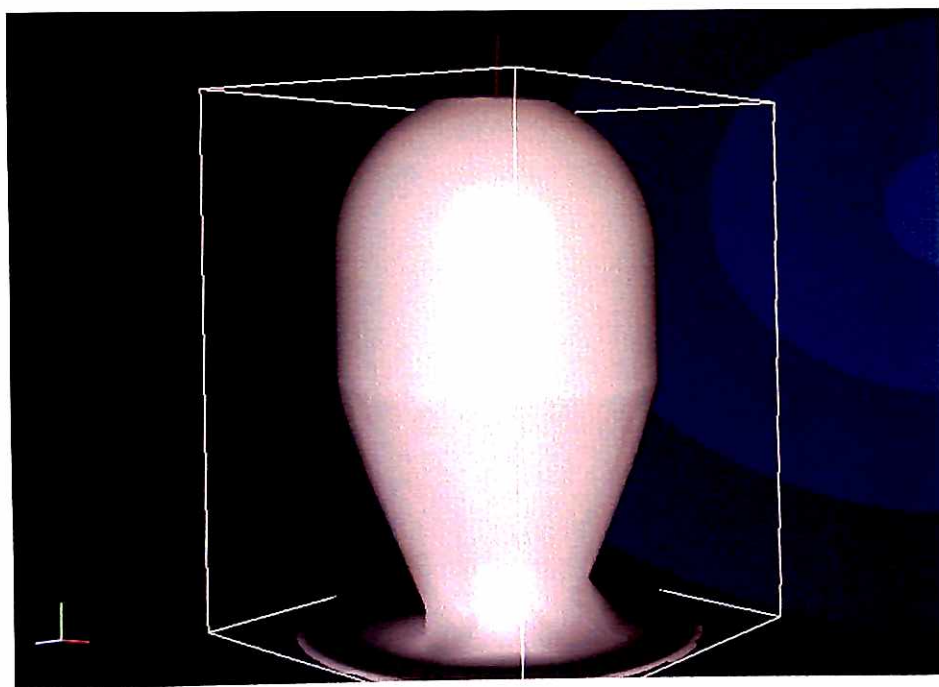


Figura 04 - Imagem do escaneamento na tela do computador

O *abutment* de zircônia (fig.05), com seu respectivo parafuso Torqtite (fig.06), considerados de uso universal (LANG et al., 2003), foi enviado então ao laboratório de origem.

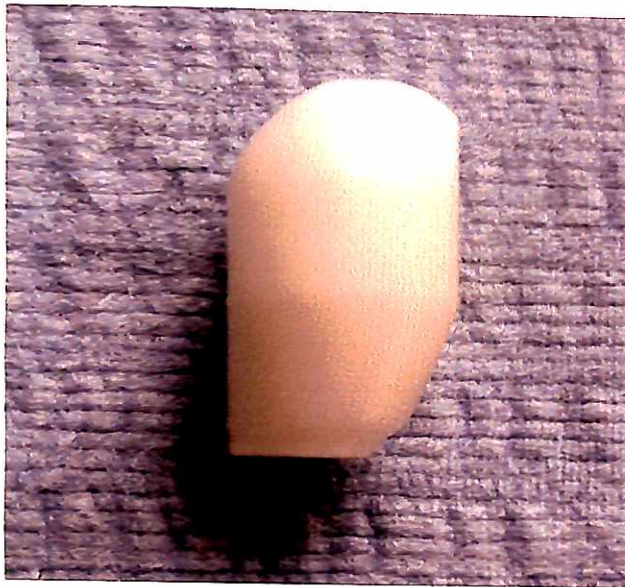


Figura 05 - *Abutment* de zircônia pronto



Figura 06 - Parafuso do *abutment*

Repetiu-se o mesmo procedimento para a confecção dos 12 *abutments* de zircônia utilizados no experimento.

À Nobel Biocare Brasil foram solicitados 12 implantes do Sistema Brånemark tipo MKIII, de superfície lisa, com 3,75mm de diâmetro (plataforma regular) por 13mm de comprimento de diferentes lotes (fig.07 e 08).



Figura 07 - Embalagem do implante

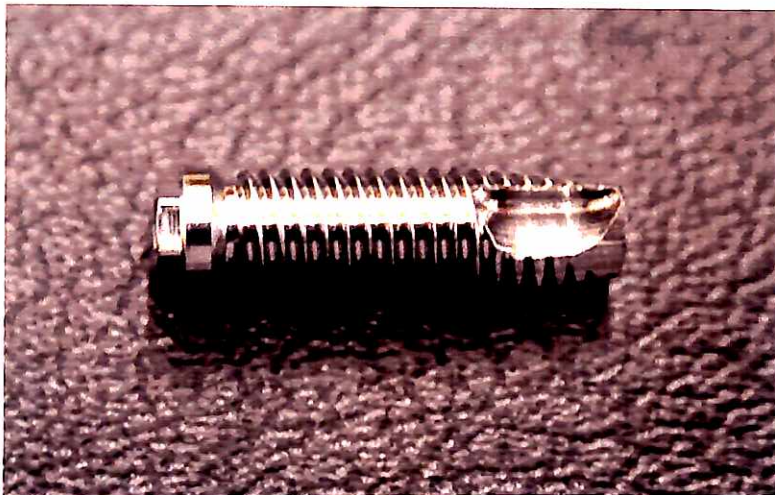


Figura 08 - Implante MKIII de superfície lisa

Portanto, cada espécime do experimento é formado por um conjunto de um implante, um *abutment* e um parafuso Torqtite.

Todo o ensaio consiste em 12 espécimes, cinco testados em campo seco com ciclagem, cinco testados em meio úmido com ciclagem, um testado em campo seco sem ciclagem e um testado em meio úmido sem ciclagem.

4.2.2 Preparação do equipamento para o ensaio

Os testes foram realizados no Laboratório de Ensaio Dinâmicos e Vibrações do Instituto de Pesquisas Tecnológicas (IPT).

O corpo do excitador foi montado com a cabeça própria para o ensaio, e a mesa de ação foi colocada sobre o conjunto de excitação (fig.09a e 09b).

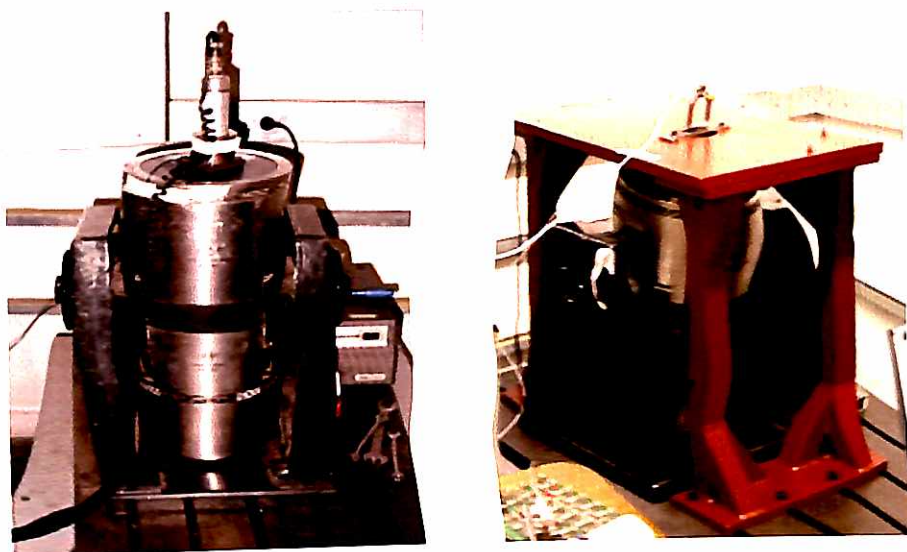


Figura 09a e 09b - Corpo do excitador com a cabeça e a mesa de ação

Ajustou-se a inclinação do excitador utilizando um gabarito de 15°, posicionado entre a mesa e a face da cabeça do excitador (fig.10).

Acoplou-se ao sistema uma célula de carga, o dispositivo para proteção do atuador e a haste de compressão do corpo de provas, de forma a permitir a execução do ensaio.



Figura 10 - Gabarito posicionando o excitador

Os transdutores (célula de carga e acelerômetro) foram ligados ao amplificador de carga, que por sua vez foi ligado ao osciloscópio (fig.11), ao voltímetro (fig.12), às entradas da placa BNC e ao analisador de espectro (fig.13).

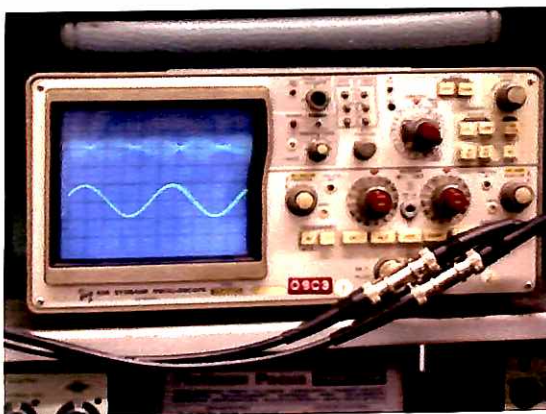


Figura 11 - Osciloscópio



Figura 12 - Voltímetro

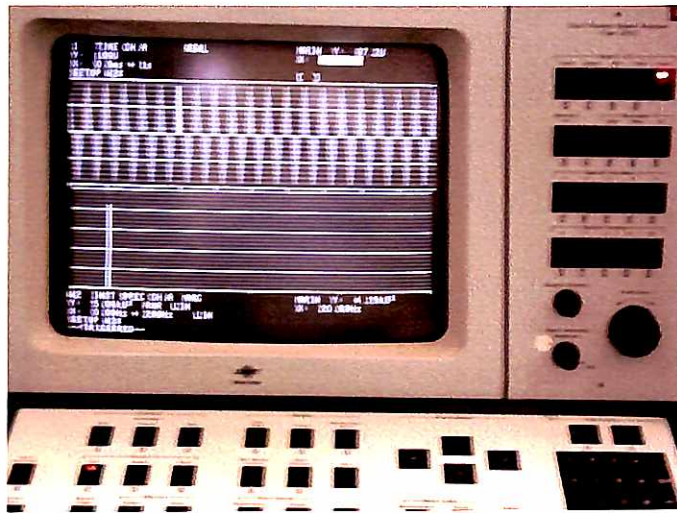


Figura 13 - Analisador de espectro

A placa BNC foi conectada à placa de aquisição de dados, que, por sua vez, faz a interface entre o processador e o sistema. Interligou-se uma saída da placa BNC ao amplificador de tensão, que faz a interface com o atuador e reenvia o sinal gerado ao processador por meio da placa BNC (Anexo A).

4.2.3 Montagem dos corpos de prova

4.2.3.1 Montagem dos corpos de prova do grupo seco

Um cilindro de latão teve o seu centro perfurado e posteriormente uma rosca foi realizada através de um macho de tarracha para possibilitar a instalação do implante (fig.14).



Figura 15 - Instalação do implante no cilindro de latão

Marcou-se uma das faces lisas do hexágono do implante no cilindro (fig. 16), para posterior identificação dessa face durante a montagem do conjunto no excitador.



Figura 16 - Cilindro de latão com o implante instalado e marcação da face lisa

O *abutment* foi encaixado com o seu hexágono interno sobre o hexágono externo do implante. O parafuso Torqtite foi levado em posição através da chave Unigrip.

O parafuso de *abutment* foi então rosqueado e desrosqueado manualmente por três vezes. Após o terceiro aperto, com o auxílio do motor controlador de torque (fig.17), o parafuso Torqtite foi torqueado a 32Ncm, em alta velocidade (BURGUETE et al.,1994). O conjunto foi deixado em repouso sobre a bancada por dez minutos (SIAMOS; WINKLER; BOBERICK, 2002), e, após esse período, o torque foi reaplicado a 32Ncm, em baixa velocidade, por quatro vezes (BURGUETE et al.,1994).

O procedimento foi repetido para cada um dos corpos de prova do grupo seco.



Figura 17 - Instalação do *abutment* no conjunto

4.2.3.2 Montagem dos corpos de prova do grupo úmido

Um cilindro de latão teve o seu centro perfurado e posteriormente uma rosca foi realizada com o uso de um macho de tarracha, a fim de possibilitar a instalação de um implante (fig. 14).

O implante foi instalado no cilindro de latão por meio de uma chave de inserção de implante acoplada à cabeça do contra ângulo do motor para controlar o torque.

Com o motor em alta velocidade, o implante foi instalado no cilindro a 45Ncm (fig. 15).

Marcou-se uma das faces lisas do hexágono do implante no cilindro, para posterior identificação dessa face na montagem do conjunto no excitador (fig. 16).

No cilindro de latão foi afixado o copo para conter a saliva (fig. 18).

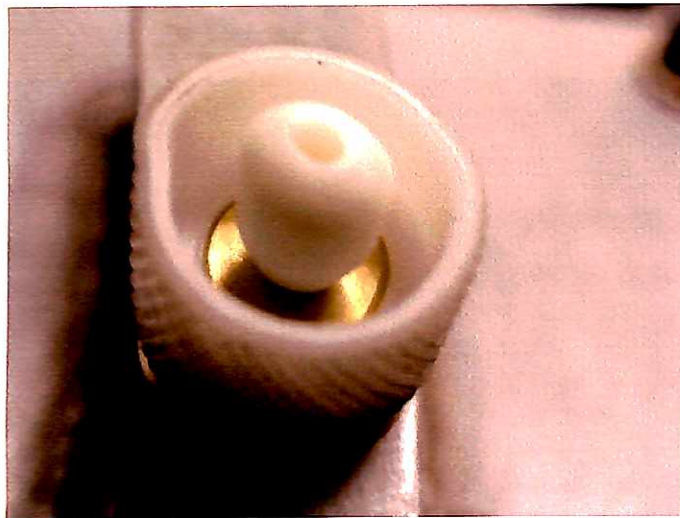


Figura 18 - Cilindro de latão com o copo para saliva e *abutment* instalados

Nesse momento, adicionou-se a saliva artificial (Anexo B), uma vez que essa não tem poder erosivo (SMITH et al., 2001), de maneira a lubrificar toda a região, a cabeça do implante e a rosca interna do implante, sendo que neste meio úmido podem ocorrer alterações durante os testes cíclicos (GIL; PLANELL; PADROS, 2002; MANERO; GIL; PLANELL, 1996).

Encaixou-se então o *abutment* através do seu hexágono interno sob o hexágono externo do implante. O parafuso de *abutment* Torqtite, previamente umedecido na saliva artificial, foi levado em posição com o auxílio da chave Unigrip. Então o parafuso de *abutment* foi rosqueado e desrosqueado por três vezes. Após o terceiro aperto, com o uso do motor controlador de torque, o parafuso de *abutment* foi torqueado a 32Ncm, em alta velocidade. O conjunto foi deixado em repouso sobre a bancada por dez minutos, e, após esse período, reaplicou-se o torque a 32 Ncm, em baixa velocidade, por quatro vezes.

Repetiu-se o procedimento para cada um dos cinco corpos de prova do grupo úmido (fig.19).



Figura 19 - Conjunto montado com a saliva artificial

4.2.4 Preparação do ensaio

Os cilindros, já montados com o conjunto implante/*abutment*/parafuso de *abutment*, tanto do grupo seco como o do grupo úmido, foram presos à base de prova (fig.20), que também possuía uma inclinação de 15° para completar os 30° desejados durante o experimento (Anexo C).

Na instalação dos cilindros à base, atenção especial foi dada para que o lado marcado com a face lisa do hexágono do implante ficasse alinhado com o dispositivo do atuador que exerce a força no conjunto, garantindo assim a orientação do hexágono do implante e a rotação que o conjunto implante/*abutment* possa vir a sofrer (BINON; MCHUGH, 1996; LANG et al., 2003).

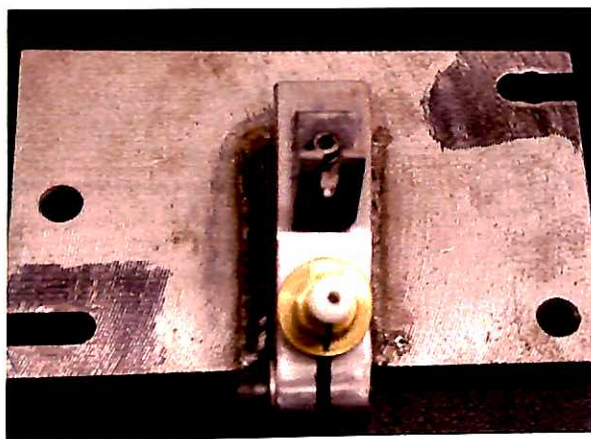


Figura 20 - Base de prova com o cilindro de latão e o conjunto montado

Na mesa de teste existe um posicionador que permite que a base seja sempre colocada em uma mesma posição em relação ao sistema.

A base foi então posicionada e presa à mesa do excitador (fig.21a e 21b). Fixou-se o acelerômetro com cera na cabeça da haste, de modo a medir a vibração na direção da aplicação da força.

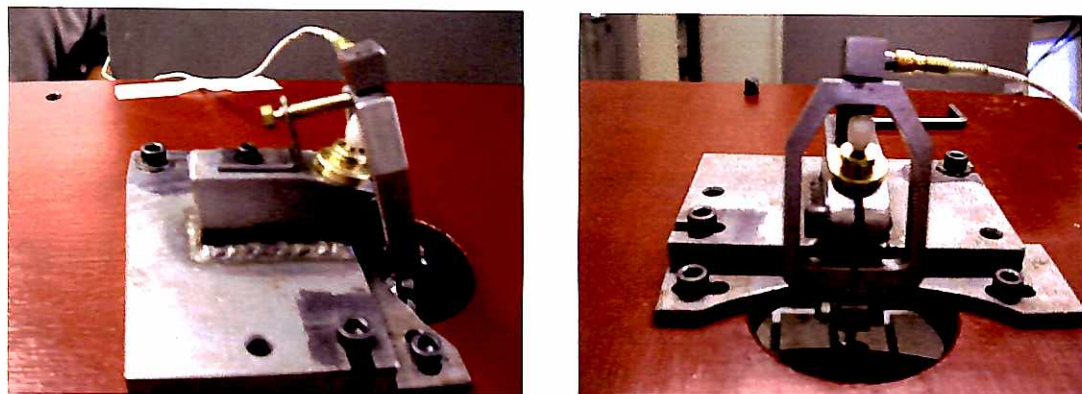


Figura 21a e 21b - Base de prova com o conjunto presa à mesa do excitador e a haste de excitação

No computador, foram ajustadas as condições do ensaio de forma a gerar um sinal alternado, que resulta em uma atuação cíclica da ordem de 20 a 200N no corpo de prova (Anexo D).

4.2.5 O ensaio

O ensaio consiste na aplicação de uma carga cíclica senoidal,- como pode ser observado nos trabalhos de Binon (1998); Boggan et al. (1999); Cibirka et al. (2001); Gratton; Aquilino; Stanford (2001); Hecker; Eckert (2003); Hoyer et al. (2001); Khraisat et al. (2002); Lee et al. (2002)-, aplicando-se uma força de 20 a 200N (BATES;

STAFFORD; HARRISON,1975; HARALDSON e CARLSSON, 1977; HARALDSON; CARLSSON; INGERVALL, 1979; NEILL et al., 1989 ; RICHTER, 1995), com uma frequência de 20Hz sobre os corpos de prova até um total de um milhão de ciclos (BATES; STAFFORD; HARRISON,1975; LEE et al., 2002; SAKAGUCHI e BORGENSEN, 1993; WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995).

A fim de se verificar a possibilidade de soltura do conjunto implante/*abutment*, foram realizadas paradas durante o ensaio, a cada mil ciclos, 10 mil ciclos, 30 mil ciclos, 50 mil ciclos e a cada 50 mil ciclos, até um total de um milhão de ciclos.

As paradas de verificação foram realizadas através do software que programa a parada da geração do sinal no excitador. O dispositivo (haste) foi, então, solto, e o conjunto, avaliado.

Controlou-se o ensaio pelo osciloscópio (fig.11), pelo analisador de espectro (fig.13), pelo voltímetro (fig.12) e por meio do software de análise de dados (fig.22).

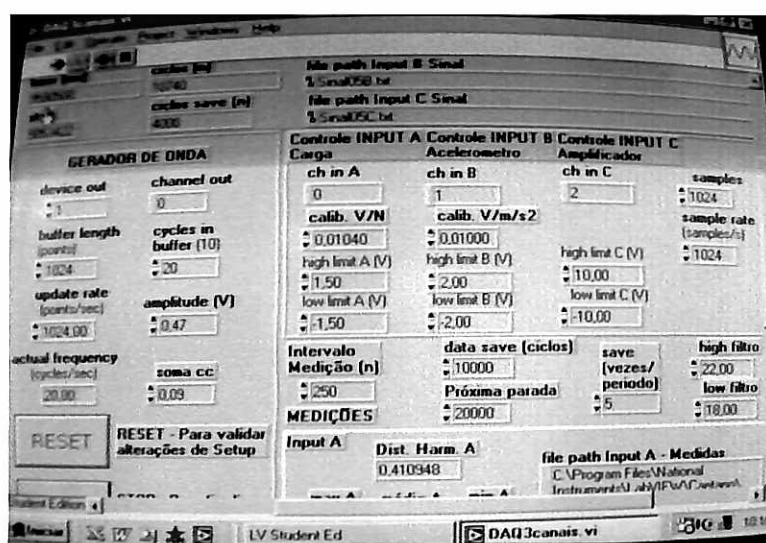


Figura 22 - Software analisando os dados colhidos pelos instrumentos

Na hipótese de ocorrer soltura de um parafuso durante o ensaio, esse espécime será considerado como falha total (perda total do torque inicial).

Finalizou-se o ensaio ao término de um milhão de ciclos de cada corpo de prova individualmente.

4.2.6 Obtenção dos valores de torque de remoção

Após o término de um milhão de ciclos, o sistema era desmontado da mesa, e o cilindro de latão, removido da base.

Removia-se, então, o conjunto implante/*abutment*/parafuso do cilindro, sendo transferido ao torquímetro analógico Tohnichi (fig.23) (Anexo F).



Figura 23 - Torquímetro segurando o conjunto testado

Com o auxílio da chave Unigrip e do motor controlador de torque, usado em *reverse* à 32Ncm, proceder-se-ia à soltura do parafuso de *abutment* (fig.24), obtendo-se a leitura do torque de remoção durante essa operação (fig.25).

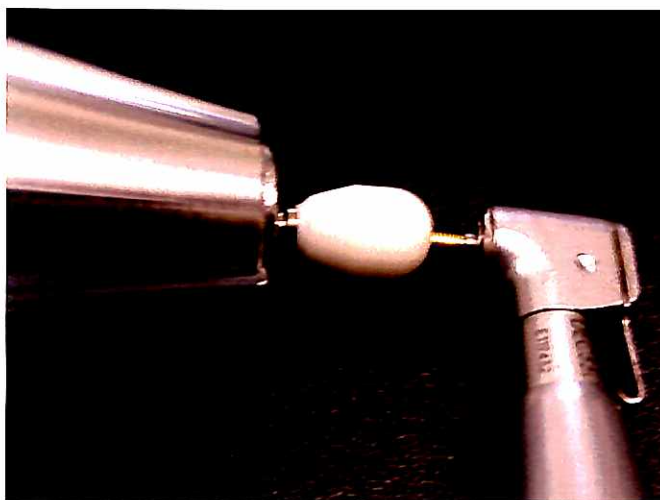


Figura 24 - Motor efetuando o torque de remoção no conjunto



Figura 25 - Valor do torque de remoção registrado no torquímetro

Todos os procedimentos foram repetidos igualmente para os dez corpos de prova (cinco úmidos e cinco secos).

4.2.7 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato

4.2.7.1 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato – grupo seco

Um conjunto implante/*abutment*/parafuso de *abutment* foi montado diretamente ao torquímetro Tohnichi. Através do dispositivo de apreensão do torquímetro Tohnichi, um implante foi preso a ele e, sobre esse implante, foi levado o *abutment* Procera® - preso manualmente ao implante com o parafuso Torqtite, por meio do auxílio da chave Unigrip. Após esse passo, o parafuso foi torqueado com o motor controlador de torque a 32Ncm, em alta velocidade; em seguida, foi desrosqueado, e o valor de remoção do parafuso foi marcado no torquímetro Tohnichi.

Os procedimentos para obtenção do torque de remoção foram repetidos dez vezes, na velocidade alta do motor controlador de torque.

Todos os dez resultados foram anotados.

4.2.7.2 Obtenção dos valores de torque de remoção imediato – grupo úmido

Um conjunto implante/*abutment*/parafuso de *abutment* foi montado diretamente ao torquímetro Tohnichi. Através do dispositivo de apreensão do torquímetro Tohnichi, um implante foi preso a ele, sendo adicionado saliva artificial na rosca interna do implante. O *abutment* Procera® foi instalado sobre o implante com um parafuso Torqtite, previamente umedecido na saliva artificial, e apertado manualmente com a chave Unigrip. Após esse passo, o parafuso foi torqueado a 32Ncm com o auxílio do motor controlador de torque, usado em alta velocidade; Em seguida, o parafuso foi desrosqueado, e o valor do torque de remoção do parafuso foi marcado no torquímetro Tohnichi.

Os procedimentos para obtenção do torque de remoção foram repetidos dez vezes, na velocidade alta do motor controlador de torque.

Todos os dez resultados foram anotados.

4.2.8 Avaliações qualitativas dos conjuntos

Com o auxílio de um microscópio tridimensional ROI (fig.26), foram realizadas avaliações microscópicas e registros fotográficos do hexágono do implante, do hexágono do *abutment* e do parafuso antes dos testes (conjunto sem uso) e após os testes de ciclagem, tanto do grupo seco quanto do grupo úmido, para posterior comparação das alterações estruturais ocorridas nos conjuntos.



Figura 26 - Microscópio tridimensional

5 RESULTADOS

Após a realização dos testes, os seguintes resultados foram obtidos:

5.1 Resultados dos testes de torque de remoção imediato

Os valores dos torques de remoção imediato encontram-se nos quadros 1 e 2 e nas tabelas 1 e 2.

Velocidade do Contra Torque	Velocidade Alta
Número de vezes	
1	27
2	28
3	25
4	26
5	28
6	30
7	28
8	29
9	26
10	28

Quadro 1. Torque de remoção imediato do parafuso no grupo seco- em Ncm

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Hi-Seco	10	275	27,5	2,28	1,51

Tabela 1. Resumo do Quadro 1

Velocidade do Contra Torque	Velocidade Alta
Número de vezes	
1	30
2	31
3	33
4	31
5	33
6	30
7	32
8	31
9	33
10	33

Quadro 2. Torque de remoção imediato do parafuso no grupo úmido- em Ncm

RESUMO

<i>Grupo</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>	<i>Desvio Padrão</i>
Hi-Úmido	10	317	31,7	1,57	1,25

Tabela 2. Resumo do Quadro 2

Mediante esses resultados, observou-se uma homogeneidade nas medidas obtidas para ambos os grupos.

5.2 Resultado da comparação do torque de remoção imediato entre grupo seco e úmido

A partir dos resultados do torque de remoção imediato do grupo seco e do grupo úmido, comparou-se, através de um teste t (Student) para duas amostras, presumindo variâncias equivalentes, objetivando verificar diferenças significativas das médias de torque de remoção para um nível de significância de 1%.

Grupos	Grupo de remoção em alta velocidade grupo seco	Grupo de remoção em alta velocidade grupo úmido
Número de vezes 1	27	30
2	28	31
3	25	33
4	26	31
5	28	33
6	30	30
7	28	32
8	29	31
9	26	33
10	28	33

Quadro 3. Valores dos torques de remoção em alta velocidade, dos grupos seco e úmido

	<i>Hi-Seco</i>	<i>Hi-Úmido</i>
Média	27,5	31,7
Variância	2,28	1,57
Desvio Padrão	1,51	1,25
Observações	10	10
Variância agrupada	1,92	
GI	18	
Stat t	-6,77	
P(T<=t) uni-caudal	1,20E-06	
t crítico uni-caudal	1,73	
P(T<=t) bi-caudal	2,40E-06	
t crítico bi-caudal	2,88	

Tabela 3. Teste t (Student) entre grupos secos e úmidos, em alta velocidade

Observou-se que houve diferença estatisticamente significativa, ou seja, os conjuntos que foram lubrificadas com saliva artificial (grupo úmido) obtiveram uma melhor performance em relação ao conjunto do grupo seco quanto ao torque de remoção imediato, para $p < 0,01$, em que o resultado na inferência estatística pelo teste t foi de $p = 0,0000024$.

5.3 Resultados dos testes de torque de remoção após um milhão de ciclos

Os valores dos torques de remoção dos grupos após ciclagem encontram-se nos quadros 4 e 5.

NÚMERO DO CONJUNTO	TORQUE DE REMOÇÃO
1	26
2	24
3	24
4	23
5	27

Quadro 4. Torque de remoção do parafuso do grupo seco, após um milhão de ciclos- em Ncm

NÚMERO DO CONJUNTO	TORQUE DE REMOÇÃO
1	28
2	28
3	27
4	27
5	30

Quadro 5 . Torque de remoção do parafuso do grupo úmido, após um milhão de ciclos-em Ncm

Através de um teste t (Student) de duas amostras, presumindo variâncias equivalentes para $p < 0,01$, obtiveram-se os valores expressos na tabela 4.

	<i>Tr -Seco</i>	<i>Tr - Úmido</i>
Média	24,8	28
Variância	2,7	1,5
Desvio Padrão	1,64	1,22
Observações	5	5
Variância agrupada	2,1	
Gl	8	
Stat t	-3,49	
P(T<=t) uni-caudal	0,004	
t crítico uni-caudal	1,86	
P(T<=t) bi-caudal	0,008	
t crítico bi-caudal	3,36	

Tabela 4. Teste t (Student) entre os grupos secos e úmidos, após um milhão de ciclos

Observou-se que houve uma diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos para $p < 0,01$, com o resultado obtido na inferência estatística de $p = 0,008$.

Baseado nesses valores, obteve-se um resultado, para o grupo lubrificado pela saliva artificial, maior nos valores de torque de remoção, mostrando uma melhor performance frente ao grupo seco com uma confiabilidade de análise experimental de 99,2%.

5.4 Resultados dos torques de remoção imediato e após um milhão de ciclos no grupo seco.

Através de um teste t (Student) de duas amostras, presumindo variâncias equivalentes, comparou-se esses resultados, a fim de verificar se houve perda de torque após a ciclagem, em comparação ao torque de remoção imediato, em meio seco.

	<i>Hi-Seco</i>	<i>Tr-Seco</i>
Média	27,5	24,8
Variância	2,28	2,7
Desvio Padrão	1,51	1,6431677
Observações	10	5
Variância agrupada	2,41	
gl	13	
Stat t	3,18	
$P(T \leq t)$ uni-caudal	0,004	
t crítico uni-caudal	1,77	
$P(T \leq t)$ bi-caudal	0,007	
t crítico bi-caudal	2,88	

Tabela 5. Teste t (Student) entre o torque de remoção imediato e após ciclagem no grupo seco

Pôde-se observar que houve diferença significativa entre os dois grupos para $p < 0,01$, com o resultado na inferência estatística de $p = 0,007$. Com isso notou-se que os conjuntos que sofreram torque de remoção imediato obtiveram uma melhor performance em relação ao grupo que sofreu ciclagem.

5.5 Resultados dos torques de remoção imediato e após um milhão de ciclos grupo úmido

Através de um teste t (Student) de duas amostras, presumindo variâncias equivalentes, comparou-se esses resultados, a fim de verificar se houve perda de torque após a ciclagem, em comparação ao torque de remoção imediato, em meio úmido.

	<i>Hi-Úmido</i>	<i>Tr - Úmido</i>
Média	31,7	28
Variância	1,57	1,5
Desvio Padrão	1,25	1,22
Observações	10	5
Variância agrupada	1,55	
Hipótese da diferença de média	0	
Gl	13	
Stat t	5,43	
P(T<=t) uni-caudal	5,73E-05	
t crítico uni-caudal	1,77	
P(T<=t) bi-caudal	0,0001	
t crítico bi-caudal	2,88	

Tabela 6. Teste t (Student) entre o torque de remoção imediato e após ciclagem no grupo úmido

Pôde-se observar que houve diferença significativa entre os dois grupos para $p < 0,01$ com o resultado na inferência estatística de $p = 0,0001$. Com isso, os conjuntos que sofreram torque imediato de remoção obtiveram uma melhor performance em relação ao grupo que sofreu ciclagem.

5.6 Resultados qualitativos

Com o auxílio do microscópio tridimensional avaliou-se qualitativamente os componentes dos conjuntos.

5.6.1 Análise do parafuso

Pôde-se avaliar que os parafusos não sofreram nenhum tipo de alteração após a ciclagem, tanto em meio seco como em meio úmido.

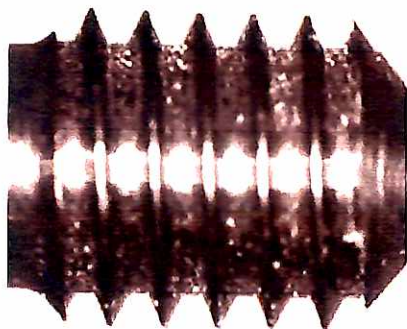


Figura 27 – Parafuso de *abutment* novo (aumento de 100x)

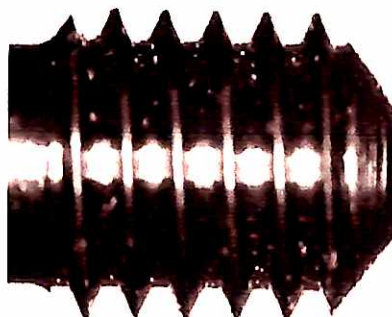


Figura 28 – Parafuso de *abutment* após um milhão de ciclos do grupo seco nº 1 (aumento de 100x)

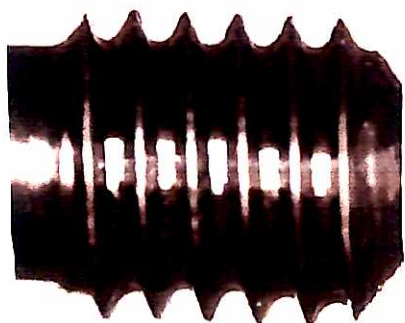


Figura 29 – Parafuso de *abutment* após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 1 (aumento de 100x)

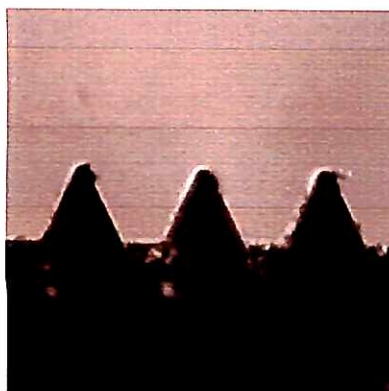


Figura 30 – Parafuso de *abutment* novo (aumento de 230x)

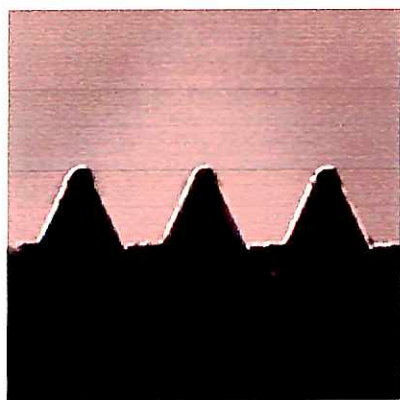


Figura 31 – Parafuso de *abutment* após um milhão de ciclos do grupo seco nº 1 (aumento de 230x)

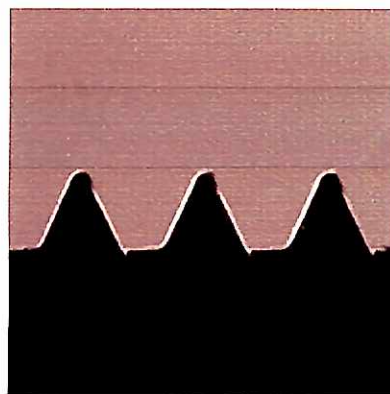


Figura 32 – Parafuso de *abutment* após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 1 (aumento de 230x)

5.6.2 Análise do *Abutment*

Microscopicamente, pôde-se observar que o *abutment* nada sofreu após um milhão de ciclos, tanto em meio úmido quanto em meio seco.

A única constatação foi que os *abutments* tiveram a sua superfície impregnada pelo titânio do implante em seu hexágono e pelo titânio do parafuso no local de assentamento da cabeça do parafuso sobre o *abutment* nos dois grupos.

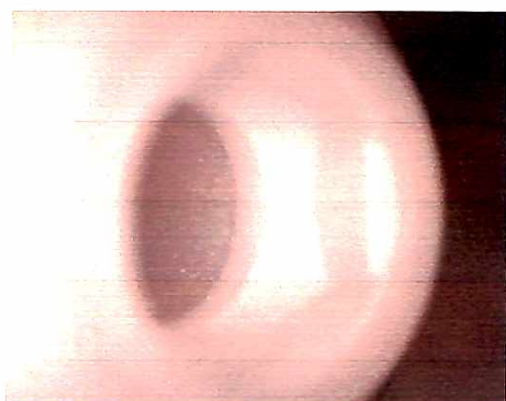


Figura 33 – Local do assentamento do parafuso em *abutment* novo (aumento de 75x)

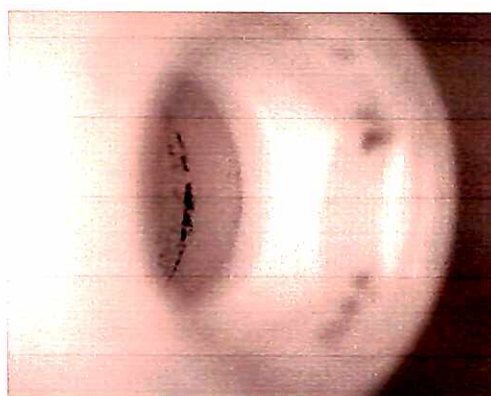


Figura 34 – Local do assentamento do parafuso em um *abutment* após um milhão de ciclos (aumento de 75x)



Figura 35 – Hexágono de um *abutment* novo (aumento de 100x)



Figura 36 – Hexágono de um *abutment* após um milhão de ciclos do grupo seco nº4 (aumento de 100x)



Figura 37 – Hexágono de um *abutment* após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 100x)

5.6.3 Análise do implante

Os implantes foram analisados em três posições diferentes.

Observando todo o hexágono do implante por uma vista oclusal, não foram verificadas diferenças entre um implante novo e os implantes que sofreram ciclagem.

Já em uma visão lateral, pôde-se observar que o lado do hexágono ficou arranhado, tanto no grupo seco quanto no grupo úmido, e que algumas arestas sofreram um leve amassamento.

Em um aumento maior dessas arestas alteradas, pôde-se observar um pequeno arredondamento ou amassamento após a ciclagem.

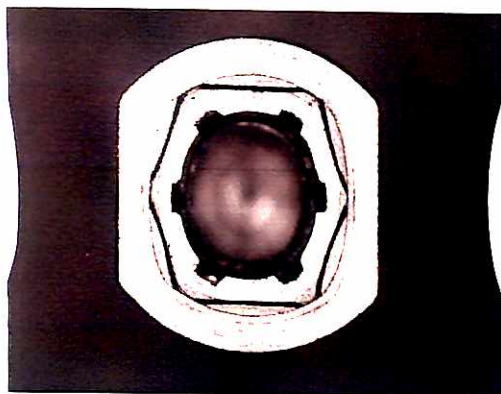


Figura 38 – Hexágono todo de um implante novo (aumento de 50x)

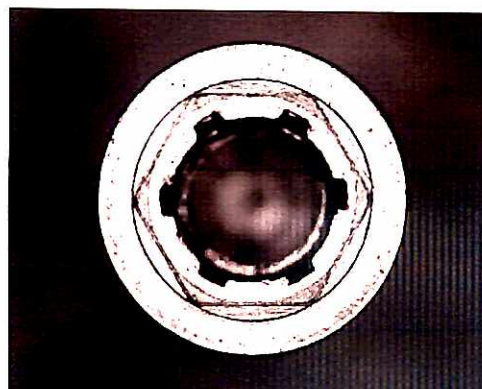


Figura 39 – Hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 3 (aumento de 50x)

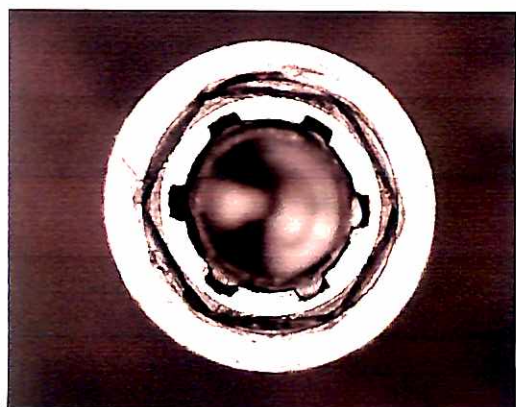


Figura 40 – Hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 50x)

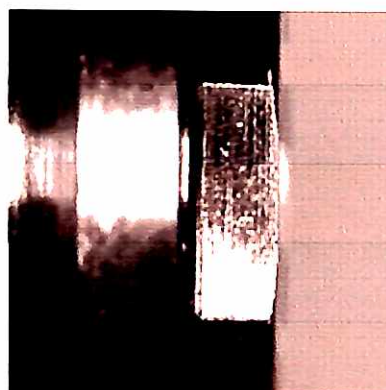


Figura 41 – Vista lateral do hexágono de um implante novo (aumento de 100x)

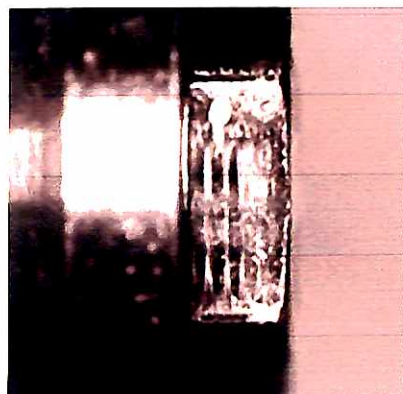


Figura 42 – Vista lateral do hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 1 (aumento de 100x)

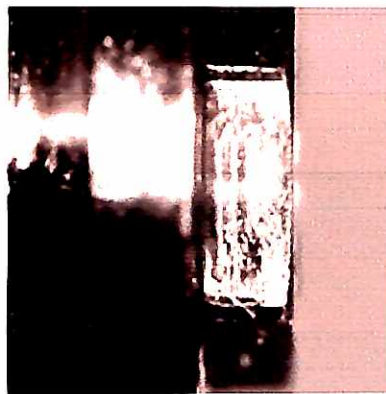


Figura 43 – Vista lateral do hexágono de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 3 (aumento de 100x)

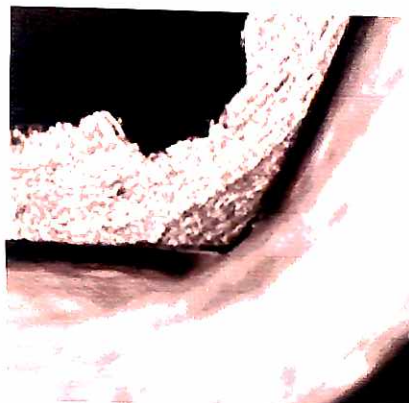


Figura 44 – Vista de uma aresta de um implante novo (aumento de 230x)



Figura 45 – Vista de uma aresta de um implante após um milhão de ciclos do grupo seco nº 4 (aumento de 230x)



Figura 46 – Vista de uma aresta de um implante após um milhão de ciclos do grupo úmido nº 2 (aumento de 230x)

6 DISCUSSÃO

A longevidade das próteses implanto-suportadas sofre influências multifatoriais, porém, do ponto de vista biomecânico, associa-se a diversos fatores, tais como: passividade, precisão dos componentes, estabilidade da união implante/*abutment*, entre outros.

Nas próteses implanto-suportadas unitárias, a instabilidade da união implante/*abutment* tem sido demonstrada clinicamente ao longo dos anos (BALSHI et al., 1996; BECKER; BECKER, 1995; LANEY et al., 1994); como também observaram Jemt; Lekholm; Grondahl (1990), 43% dos parafusos de *abutment* em próteses unitárias tornaram-se instáveis no primeiro ano pelo menos uma única vez. O mesmo Jemt realizou outro estudo em 1991, observando que 26% dos parafusos de *abutment*, em próteses unitárias precisavam ser reapertados no primeiro ano da prótese em função – essas observações possivelmente estavam ligadas às limitações dos sistemas de hexágono externo, principalmente quanto à mecânica de seus parafusos. Devido a essas limitações, outros tipos de conexões foram sendo desenvolvidos e avaliados, tais como realizaram Balfour; O'Brien, 1995; Binon, 1996; Keating, 2004; Merz; Hunenbart; Belser, 2000; Mollersrten; Lockowandt; Linden, 1997.

O assentamento entre o *abutment* e o implante deve ser o mais passivo e preciso possível, ou seja, quanto mais áreas de contato entre ambos forem conseguidas maior a estabilidade dessa união, a qual foi obtida através da pré-carga do parafuso de *abutment*.

Já Hoyer et al. (2001), avaliando o parafuso de *abutment* de implante de plataforma larga e estreita submetidos à carga cíclica, constatou que ambos os conjuntos experimentaram abertura na união *abutment/implante*, e que as alterações ocorridas no hexágono desses implantes diminuiu a vida útil do parafuso de *abutment*. Entretanto, Cibirka et al. (2001), ao modificarem o hexágono dos implantes, e submetendo os conjuntos de implante/*abutment*/parafuso de *abutment* à carga cíclica, não observaram desadaptação longitudinal na interface *abutment/implante*, o que vai ao encontro de nossos resultados, nos quais não encontramos discrepâncias longitudinais nos conjuntos implante/*abutment* após a carga cíclica, com a manutenção do assentamento entre *abutment* e implante – apesar disso, podemos observar, na análise através do microscópio tridimensional, que o lado do hexágono do implante ficou levemente amassado pela ação do *abutment* contra essa parede do hexágono, e que, em certas arestas desse ocorreram pequenas alterações; isso pode estar associado à elevada resistência dos *abutments* de zircônia (YILDIRIM et al., 2003), mostrando que o hexágono do implante pode sofrer maiores alterações durante a continuidade da aplicação dessas cargas cíclicas, ou se for possível extrapolar durante a função, o que, segundo Hoyer et al. (2001), poderia comprometer a estabilidade da união e a vida útil do parafuso.

Conforme descrito por McGlumphy; Mendel; Holloway (1998), quando duas partes são unidas por um parafuso a unidade é chamada de união do parafuso. Esse parafuso só se soltará se as forças externas que tentam separar as partes forem maiores que as forças que as mantêm juntas (força de travamento). Assim, tem-se uma união rígida de parafuso, em que a consideração mais importante, do ponto de vista

funcional, é a força inicial de travamento, que é desenvolvida pelo apertamento do parafuso, ou seja, o torque inicial dispensado nesse parafuso, chamado de pré-carga.

Haack et al. (1991) citaram que a pré-carga mantém as roscas do parafuso apertadas contra as roscas do implante, segurando as partes unidas, produzindo assim uma força de apertamento entre a cabeça do parafuso e o seu local de assentamento – com isso, o parafuso alonga-se, mantendo a haste e as roscas sobre tensão e criando uma força de apertamento que mantém as partes unidas devido à memória elástica do parafuso. Completando esse raciocínio, McGlumphy; Mendel; Holloway (1998) afirmam que a pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: aplicação do torque, liga do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do *abutment*, superfície do *abutment*, lubrificação, devendo o limite da pré-carga ficar em 75% do valor de falha do torque – Jaarda; Razzoog; Gratton (1994) demonstraram, em seu estudo, que o parafuso começa a se perder conforme a carga aproxima-se do valor da pré-carga.

Em nossos resultados, pôde-se observar que nenhum dos conjuntos submetidos à carga cíclica falhou ou teve o seu parafuso solto durante o experimento, – o que pode ter ocorrido porque parafuso utilizado em nosso experimento foi o parafuso Torqtite, conforme mostraram Martin et al. (2001). Os autores concluíram em seu trabalho, que os parafusos com liga e superfície modificadas, como por exemplo, o Torqtite, têm uma diminuição no coeficiente de fricção, gerando assim valores de pré-carga maiores e melhores entre as uniões das roscas. Essa constatação também foi observada por Drago (2002) e por Lang et al. (2003).

Frente a essas afirmações observamos que o assentamento da cabeça do parafuso no *abutment* também participa da pré-carga e da estabilidade da união, e que existe uma relação direta com a dureza do material. Uma vez que os *abutments* de

zircônia utilizados em nossa pesquisa possuem uma elevada resistência à fratura, – segundo Yildirim et al. (2003), em torno de 737N –, pôde-se observar, por análise através da microscopia tridimensional, que o hexágono do *abutment* nada sofreu após o processo de um milhão de ciclos. Verificou-se também que somente o titânio do implante impregnou a superfície da zircônia nas áreas do hexágono do *abutment*, ocorrendo o mesmo no local de assentamento da cabeça do parafuso, – local esse que participa da pré-carga e da estabilidade da união, através da relação direta com a dureza do material, como salientado por Burguete et al. (1994).

Burguete et al. (1994) também afirmaram que a reação do torque é dependente das propriedades de fricção e de lubrificação, e que a força de fricção é dependente da dureza das roscas, do acabamento da superfície e da quantidade e qualidade do lubrificante. Também demonstraram que o coeficiente de fricção aumenta com a dureza do material, com a rugosidade da superfície e se a quantidade de lubrificante diminuem. Já durante nossas pesquisas, os conjuntos mantiveram-se estáveis com o torque dispensado ao parafuso de *abutment*, mesmo no meio lubrificado com saliva artificial, torque esse que gerou uma pré-carga (determinada pelos fatores citados anteriormente). Em nossa pesquisa destacamos a lubrificação (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998), assim como afirmam Burguete et al. (1994), autores esses que salientam que as reações do torque são dependentes da lubrificação, da sua quantidade e qualidade e que o coeficiente de fricção das partes aumenta se a quantidade de lubrificante decresce.

Al Rafee et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques na presença de saliva, em parafuso de ouro, e observaram que a presença de saliva não interferiu na resistência à tensão desses parafusos, o que nos indica que a saliva serviu somente

como meio lubrificante. Já Tzenakis et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques em parafuso de ouro na presença de saliva humana e obtiveram um aumento da pré-carga inicial (184,3N a 220,2N) após sucessivos torques de remoção. Confrontando esses estudos com o nosso experimento, também obtivemos um melhor desempenho do parafuso ao torque de remoção na presença de um lubrificante, em comparação ao torque de remoção do parafuso de *abutment* em meio seco, o que sugere que de fato ocorra a melhora da pré-carga no meio lubrificado.

Weiss; Kozak; Gross (2000) registraram a perda do valor de torque em repetidos ciclos de abertura e fechamento do parafuso de *abutment* de diversos sistemas, obtendo uma perda imediata de torque de 3 a 20%; no Sistema Brånemark, a redução observada foi de 20% com um ciclo, de 31% com cinco ciclos e de 36% com 15 ciclos, – sugerindo o autor que essa perda de valores pode estar ligada à perda do coeficiente de fricção. No entanto, o autor fez sua avaliação somente em meio seco.

Ueda (2003), por sua vez, observou perda de torque após 20 ciclos em implantes de hexágono externo torquados sem contra torque (66% do torque inicial) e em implantes com hexágono interno torquados com e sem contra torque; porém, nos parafusos de *abutment* usados em implantes de hexágono externo torquados com o uso do contra torque, não houve perda do torque aplicado, salientando que, nesses trabalhos, os parafusos foram umedecidos com saliva humana. Já Schulte e Coffey (1997), em seu estudo, observaram que os valores de torque de remoção ficaram em torno de 80% de torque da pré-carga inicial.

Em nossa pesquisa, também observamos a perda imediata do torque inicial aplicado, o que vai ao encontro com o resultados obtidos por Weiss; Kozak; Gross (2000) e Ueda (2003).

Outra observação é que o torque perdido a seco (15% do torque inicial) foi maior do que o do grupo testado em meio úmido (cerca de 1% do torque inicial). Com isso, verificamos que o grupo testado com lubrificação, através da saliva artificial, apresentou uma performance melhor que a do grupo seco, no torque de remoção imediato, – porém, não utilizamos o sistema de contra torque durante o torque do parafuso, o que talvez pudesse melhorar os níveis obtidos no torque remoção, para ambos os grupos, como foi o observado por Ueda (2003), nos conjuntos de implantes de hexágono externo com o uso do dispositivo de contra torque.

Em parte podemos afirmar que uma melhor pré-carga foi alcançada com o uso do parafuso do Sistema Procera[®], que, conforme Tan e Nicholls (2001), mostrou atingir uma pré-carga em torno de $634,4 \pm 143,1\text{N}$, fazendo assim que a perda imediata dos valores de torque de remoção sejam menores do que aqueles obtidos por Weiss; Kozak; Gross (2000) e Ueda (2003).

Cibirka et al. (2001), avaliando implantes com hexágono original, com hexágono modificado e sem o hexágono (liso), com os *abutments* torquados com parafusos de ouro Unigrip, a 32Ncm, e submetidos à carga cíclica, analisaram o torque da remoção dos parafusos. Após cinco milhões de ciclos, obtiveram valores variando de 14,4Ncm a 16,4Ncm. Em nosso experimento, após um milhão de ciclos, observamos uma perda em relação ao torque inicial, sendo a perda de torque do grupo seco (valores médios de 24,8Ncm) maior do que a perda de torque do grupo úmido (valores médios de 28Ncm). Estatisticamente isso demonstra que o grupo úmido, apesar da perda de torque, possui uma performance significativamente melhor que a do grupo seco, e, embora não tenhamos alterado o hexágono dos implantes testados, os resultados coincidem com os de Cibirka et al. (2001), – sem, no entanto, obtermos valores de torque de remoção tão

baixos quanto os encontrados pelos autores, talvez pelo fato de só termos realizado um milhão de ciclos, enquanto os autores realizaram cinco milhões.

Vale salientar que em nossa pesquisa pudemos comparar os resultados do torque de remoção imediato e após a ciclagem, em que se observou a perda do torque de remoção após a ciclagem em relação ao valor do torque de remoção imediato, para ambos os grupos (seco e úmido). Isso nos leva a deduzir que a função faz que haja uma perda maior do valor do torque inicial (perda da pré-carga). Com um milhão de ciclos realizados em nossa pesquisa, não obtivemos nenhuma falha nos conjuntos experimentados, tanto para o meio seco como para o meio úmido, resultados esses que coincidem com os encontrados por Breeding et al. (1993), apesar de os autores terem submetido os espécimes a uma ciclagem menor, e somente em meio seco, – os valores por eles obtidos não apresentaram decréscimo significativo no torque de remoção.

Frente a esses resultados, podemos extrapolar para uma finalidade clínica. Ao se instalar *abutments* em seus respectivos implantes, para que obtenham uma pré-carga inicial melhor, seria interessante que, ao se dispensar o torque inicial no parafuso de *abutment*, esse procedimento fosse realizado na presença de saliva, a fim de que servisse de lubrificante para o sistema. Isso possivelmente faria que o procedimento imputasse uma maior estabilidade na união implante/*abutment*/parafuso de *abutment*.

Andersson et al. (1994) observaram que a parte mais fraca do conjunto *abutment*/implante são os parafusos de *abutment*. No entanto observamos, em nosso experimento, na análise da microscopia tridimensional, que após um milhão de ciclos os parafusos em questão não sofreram absolutamente nenhum tipo de alteração, tanto em meio úmido como em meio seco, o que sugere que o torque inicial gerou uma pré-carga que ficou abaixo do limite de 75% citado por McGlumphy; Mendel; Holloway (1998).

Haack et al. (1995) estudaram o alongamento e a tensão da pré-carga dos parafusos de *abutment* e verificaram que, para o parafuso de ouro torquado a 32Ncm, obtém-se uma média de pré-carga de $468,2N \pm 157,9N$; também constataram que as tensões induzidas foram de 57,5% do limite de carga do parafuso, ficando abaixo dos 75%. Assim, os autores sugerem que o parafuso possa ser apertado além do torque recomendado pelo fabricante.

Com base nos resultados obtidos em nosso experimento, a sugestão de Haack et al. (1995) parece ser procedente dentro da tentativa de obtenção de uma melhor pré-carga do parafuso para que, conseqüentemente, obtenha-se uma maior estabilidade da união implante/*abutment*. Porém, mais pesquisas são necessárias para que essa sugestão torne-se uma afirmação, levando sempre em consideração o que Jaarda; Razzoog; Gratton (1995) mostraram: o torque recomendado para um *abutment* e seu respectivo parafuso não pode ser aceito como correto para os outros desenhos de parafusos, o que faz que a intercambialidade de parafusos possa induzir a erros, – daí Lang et al. (2003) terem sugerido que os *abutments* Procera[®] são de uso universal somente com o seu respectivo parafuso.

7 CONCLUSÕES

Mediante os resultados obtidos podemos concluir que:

- 1- Sempre existe uma perda do valor do torque inicial quando se mede o torque de remoção tanto imediatamente após o torque como após a realização de um milhão de ciclos, tanto para o grupo seco como para o grupo úmido.
- 2- Após a ciclagem, ambos os grupos obtiveram valores de torque de remoção menores em comparação aos valores do torque de remoção obtidos imediatamente após o torque inicial.
- 3- O grupo lubrificado com saliva artificial sempre obteve um valor de torque de remoção superior em relação ao valor obtido pelo grupo seco, tanto imediatamente após o torque inicial quanto após a ciclagem, o que sugere que uma pré-carga inicial é melhor atingida por esse grupo.

REFERÊNCIAS ¹

- ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int. J. Oral Surg.**, Copenhagen, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec. 1981.
- AL RAFEE, M. A. et al. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 176-182, Aug. 2002.
- ANDERSSON, B. et al. Mechanical testing of superstructures on the CeraOne Abutment in Branemark System. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 665-672, Nov.-Dec. 1994.
- ANDERSSON, B. et al. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 12, n. 4, p. 318-324, July-Aug. 1999.
- ANDERSSON, B. et al. Alumina ceramic implant abutments used for single-tooth replacement: a prospective 1- to 3-year multicenter study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 5, p. 432-438, Sept.-Oct. 2001.
- BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 36-43, Jan. 1995.
- BALSHI, T. J. et al. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 3, p. 372-378, May-June 1996.
- BASTEN, C. H. et al. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 522-528, July-Aug. 1996.
- BATES, J. F.; STAFFORD, G. D.; HARRISON, A. A masticatory function – a review of the literature. 2. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 2, n. 3, p.349-361, Aug. 1975.

¹ De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Seriados em Ciências da Saúde).

BECKER, W.; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 1, p. 51-55, July 1995.

BINON, P.P. The role of screws in implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, p.48-63, Jan. 1994. Suplemento.

BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 2, p. 162-178, Mar.-Apr. 1995.

BINON, P. P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. **Implant. Dent.**, Baltimore, v. 5, n. 4, p. 235-248, Winter 1996.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 149-160, Mar.-Apr. 1996.

BINON, P. P. The spline implant: design, engineering, and evaluation **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 5, p. 419-433, Sept.-Oct. 1996.

BINON, P. P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 79, n. 4, p. 430-432, Apr. 1998.

BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan.-Feb. 2000.

BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 511-519, Nov.-Dec. 1996.

BLUE, D. S. et al. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 3, p. 247-254, Sept. 2003.

BOGGAN, R. S. et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 82, n. 4, p. 436-440, Oct. 1999.

BONNARD, P. et al. Anterior esthetic rehabilitation on teeth and dental implants optimized with Procera technology: a case report. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 13, n. 3, p. 163-171, May-June 2001.

BOUDRIAS, P. et al. Esthetic option for the implant-supported single-tooth restoration -- treatment sequence with a ceramic abutment. **J. Can. Dent. Assoc.**, Toronto, v. 67, n. 9, p. 508-514, Oct. 2001.

BRÅNEMARK, P. I.; ZARB, G. A.; ALBREKTSSON, T. **Prótesis/tejido: integradas la oseointegración en la odontología clínica**. Berlin: Quintessence, 1987. 350 p.

BREEDING, L. C. et al. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 5, p. 435-439, Sept.-Oct. 1993.

BRODBECK, U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 15, n. 1, p.10-24, Jan.-Feb. 2003.

BURGUETE, R. L. et al. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 592-599, June 1994.

CARVALHO, M. C. et al. Avaliação microscópica entre a adaptação dos pilares gold UCLA à plataforma do implante e UCLA de teflon fundidos em titânio e liga de níquel-crômio-titânio: estudo in vitro. **BCI**, Curitiba, v. 9, n. 34, p. 105-110, abr.-jun. 2002.

CHO, H. W. et al. A study on the fracture strength of implant-supported restorations using milled ceramic abutments and all-ceramic crowns. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 1, p. 9-13, Jan.-Feb. 2002.

CIBIRKA, R. M. et al. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, 2001 Mar;v. 85, n. 3, p. 268-275, Mar. 2001.

DAHLMO, K. I. et al. On a new method to assess the accuracy of a CAD program. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 3, p. 276-283, May-June 2001.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 270-278, Sept. 1995.

- DRAGO, C. J. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 18, n. 2, p. 273-278, Mar.-Apr. 2003.
- GIL, F. J.; PLANELL, J. A.; PADROS, A. Fracture and fatigue behavior of shot-blasted titanium dental implants. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 11, n. 1, p. 28-32, Jan.-Mar 2002.
- GOHEEN, K. L. et al. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 149-155, Mar.-Apr. 1994.
- GRATTON, D. G.; AQUILINO, S. A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 1, p. 47-52, Jan. 2001.
- HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 529-536, Sept.- Oct. 1995.
- HARALDSON, T.; CARLSSON, G. E. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. **Scand. J. Dent. Res.**, Copenhagen, v. 85, n. 3, p. 200-208, Mar. 1977.
- HARALDSON, T.; CARLSSON, G. E.; INGERVALL, B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. **Acta Odontol. Scand.** Oslo, v. 37, n. 4, p. 195-206, July-Aug. 1979.
- HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 346-351, Apr. 2003.
- HEMMINGS, K. W.; SCHMITT, A.; ZARB, G. A. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 2, p. 191-196, Mar.-Apr. 1994.
- HEYDECKE, G.; SIERRAALTA, M.; RAZZOOG, M. E. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 5, p. 488-493, Sept.-Oct. 2002.

HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 599-607, June 2001.

JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 3, n. 1, p. 17-21, Spring 1994.

JAARDA, M. J.; RAZZOOG, M. E.; GRATTON, D. G. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 4, p. 373-379, Oct. 1995.

JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 1, p. 29-36, Spring 1991.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRONDAHL, K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 10, n. 5, p. 340-349, Sept.-Oct. 1990.

JOHANSSON, L. A.; EKFEJDT, A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 172-176, Mar.-Apr. 2003.

JOLY, J. C.; LIMA, A. F. Características da superfície da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 11, n. 2, p. 107-113, abr.-jun. 2003.

JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 353-359, Fall 1992.

KEATING, K. Conectando Abutments à implantes dentais. **Bicon**, São Paulo, 2001. Disponível em: <http://www.bicon.com/brazil/d_publications_keating.html>. Acesso em: 24 fev. 2004.

KIM, D. J. et al. Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y, Nb)-TZP/Al(2)O(3) composite abutments for dental implant. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 53, n. 4, p. 438-443, July-Aug. 2000.

KOHAVI, D. et al. Adsorption of salivary proteins onto prosthetic titanium components. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 5, p. 531-534, Nov. 1995.

KOSMAC, T. et al. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. **Dent. Mater.**, Washington, v. 15, n. 6, p. 426-433, Nov. 1999.

KOSMAC, T. et al. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. **J. Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 53, n. 4, p. 304-313, July-Aug. 2000.

KHRAISAT, A. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 6, p. 604-610, Dec. 2002.

LANEY, W. R. et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 9, n. 1, p. 49-54, Jan.-Feb. 1994.

LANG, L. A. et al. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 18, n. 5, p. 652-658, Sept.-Oct. 2003.

LANG, L. A. et al. Finite element analysis to determine implant preload. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 6, p. 539-546, Dec. 2003.

LANG, L. A.; WANG, R. F.; MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 1, p. 74-79, Jan. 2002.

LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 402-408, Oct. 2002.

LUTHARDT, R. G. et al. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 81, n. 7, p. 487-491, July 2002.

MA, T.; NICHOLLS, J. I.; RUBENSTEIN, J. E. Tolerance measurements of various implant components. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 12, n. 3, p. 371-375, May-June 1997.

MANERO, J. M.; GIL, F. J.; PLANELL, J. A. Effect of saline solution environment on the cyclic deformation of Ti-6AL-4V alloy. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 7, n. 1, p. 131-134, Jan.-Mar. 1996.

MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 24-32, July 2001.

MCGLUMPHY, E. A.; MENDEL, D. A.; HOLLOWAY, J. A. Implant screw mechanics. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 42, n. 1, p. 71-89, Jan. 1998.

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 15, n. 4, p. 519-526, July-Aug. 2002.

MITRANI, R. et al. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 394-399, May-June 2001.

MOLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDEN, L. A. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 78, n. 6, p. 582-591, Dec. 1997.

NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 2, p. 236-245, Feb. 1992.

NAERT, I. et al. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 949-956, Dec. 1992.

NEILL, D. J. et al. Functional loading of the dentition during mastication. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 62, n. 2, p. 218-228, Aug. 1989.

PAPAVASILIOU, G. et al. Finite element analysis of ceramic abutment-restoration combinations for osseointegrated implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 3, p. 254-260, May-June 1996.

RICHTER, E. J. In vivo vertical forces on implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 99-108, Jan.-Feb. 1995.

SADOUN, M.; PERELMUTER, S. Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single-tooth anterior crowns. **Pract. Periodontics Aesthet. Dent.**, v. 9, n. 9, p. 1047-1054, Nov.-Dec. 1997.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 655-661, Nov.-Dec. 1993.

SARTORI, I. A. ; FRANCISCHONE, C. E. Análise comparativa da interface intermediário/cilindro protético. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 57, n. 6, p. 367-371, nov.-dez. 2000.

SCHULTE, J. K.; COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 6, n. 1, p. 28-31, Spring 1997.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002.

SMITH, G. et al. Artificial saliva substitutes and mineral dissolution. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 28, n. 8, p. 728-731, Aug. 2001.

STANDLEE, J. P. et al. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 220-224, Mar.-Apr. 2002.

STRUB, J. R.; GERDS, T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 167-171, Mar.-Apr. 2003.

WISKOTT, H. W.; NICHOLLS, J. I.; BELSER, U. C. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n. 2, p. 105-116, Mar.-Apr. 1995.

YILDIRIM, M. et al. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 20, n. 1, p. 81-91, Feb. 2000.

YILDIRIM, M. et al. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 4, p. 325-331, Oct. 2003.

ANEXOS

ANEXO A – FUNCIONAMENTO DO SISTEMA E ESQUEMA DO SOFTWARE

Para comandar e monitorar o ensaio foi desenvolvido um software de instrumentação em LabVIEW, que, através de uma placa de aquisição de dados, comunica-se com o sistema. O software pode ser dividido, de acordo com as funções executadas, em cinco princípios de funcionamento, interagindo com o sistema por meio do controle e da medição das variáveis de controle do ensaio, da seguinte maneira:

Geração de sinal:

Um sinal definido pelo usuário é gerado em um canal de saída, podendo ser ajustados a frequência, a diferença de potencial, a amplitude da tensão em um sinal variável no tempo, a definição do sinal (taxa de atualização) e o tamanho armazenado em memória.

No caso do ensaio em particular, foram adotadas as tensões ajustadas para que fosse obtida a compressão desejada, taxa de atualização de 1.024 pontos a cada segundo, com 20 ciclos armazenados em um segundo na memória. O sistema é responsável pelo comando do atuador. O sinal gerado é um sinal senoidal de amplitude e frequência controladas, adicionado de uma corrente contínua.

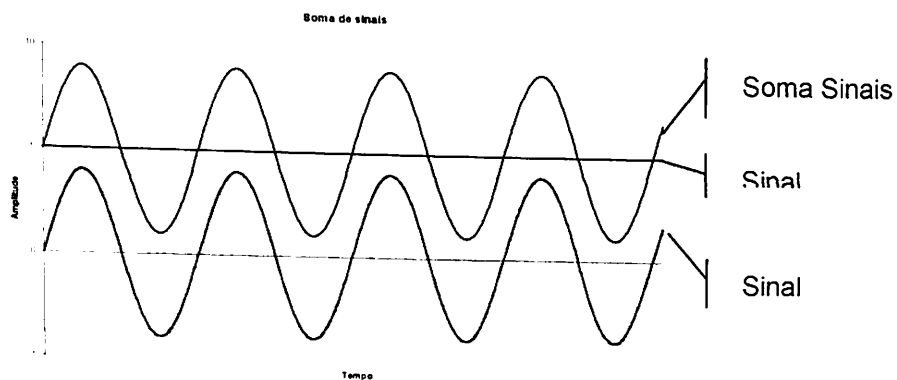


Figura – Gráfico da somatório de sinais

Aquisição de dados:

Os dados de três canais são adquiridos com frequência e definição determinadas pelo usuário.

Com essa função todos os dados no ensaio serão quantificados de modo a evidenciar avaliações do processo. Os canais de entrada definidos são o acelerômetro, a célula de carga e a saída do amplificador. Cada canal gera dois grupos de dados, um de análise e um do sinal propriamente dito; são definidas taxas de 1.024 pontos em um segundo.

Controle de ciclos:

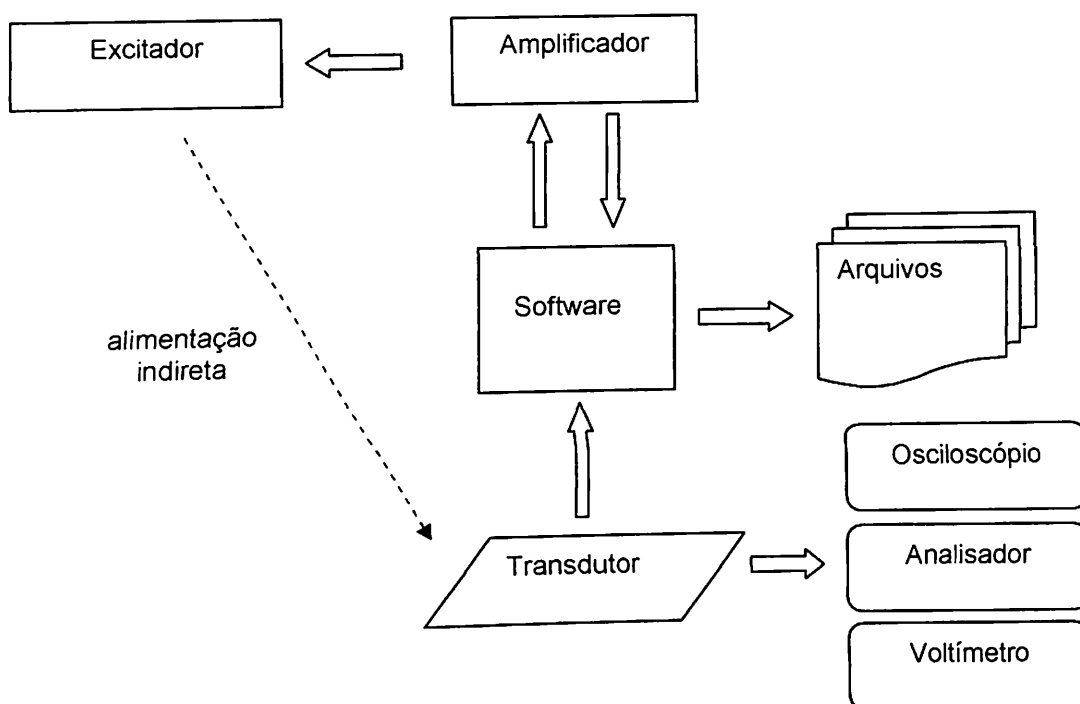
O controle da quantidade de ciclos decorridos e a programação dos instantes de parada são variáveis a serem ajustadas pelo operador do software antes do início do ensaio. O número de ciclos é determinado pelo produto da frequência pelo tempo transcorrido.

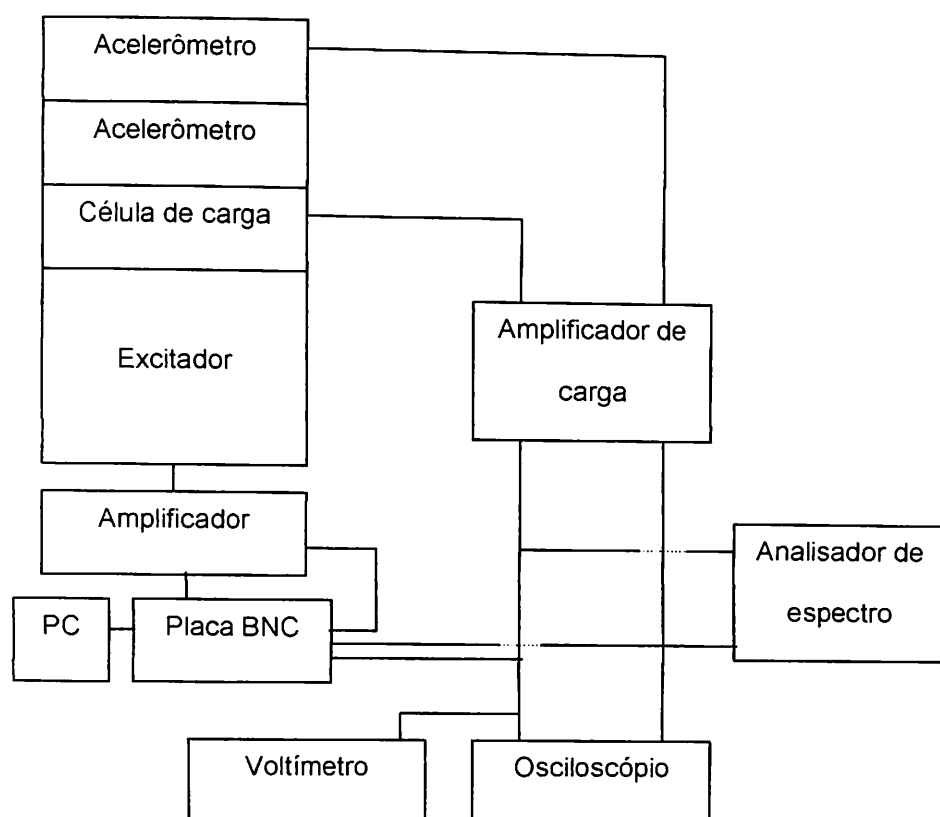
Análise:

Os dados enviados ao processador serão avaliados quanto à média do sinal, aos valores máximos e mínimos, ao desvio padrão, à distorção (*skewness*), à curtose (*kurtosis*) e à distorção harmônica em três canais, de maneira que se possa avaliar o comportamento da distribuição estatística de cada um dos sinais.

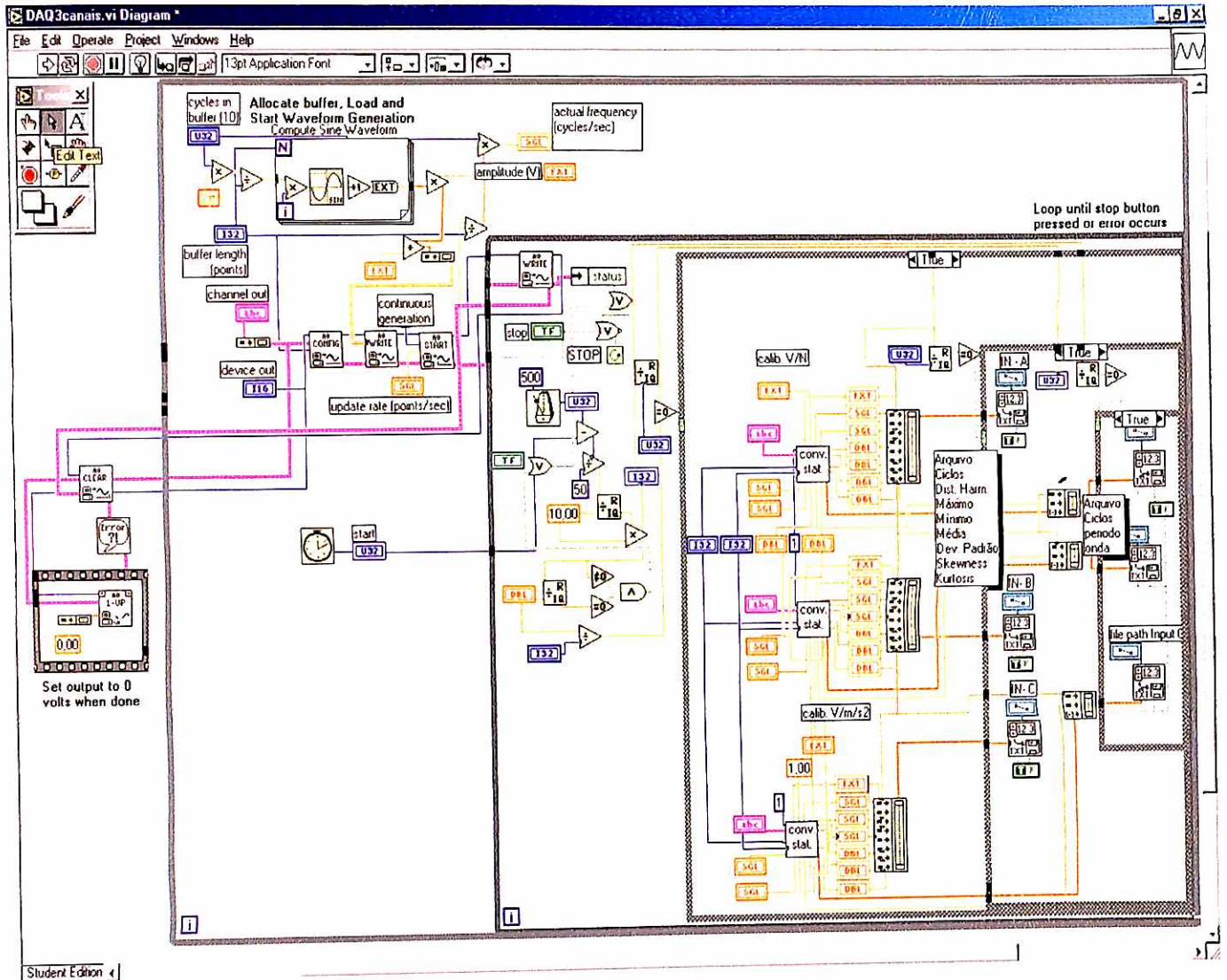
Armazenamento:

Os dados recolhidos serão armazenados em um arquivo de texto padrão (extensão txt) de três canais com dois arquivos, um de análise e um com o sinal.

Posicionamento do software na malha de fluxo de informações:

Esquema das ligações:

Esquema do software:



ANEXO B – COMPOSIÇÃO DE SALIVA ARTIFICIAL



COMPOSIÇÃO:

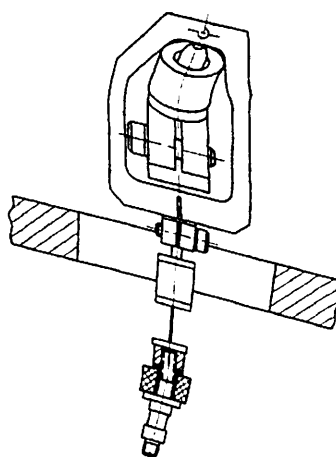
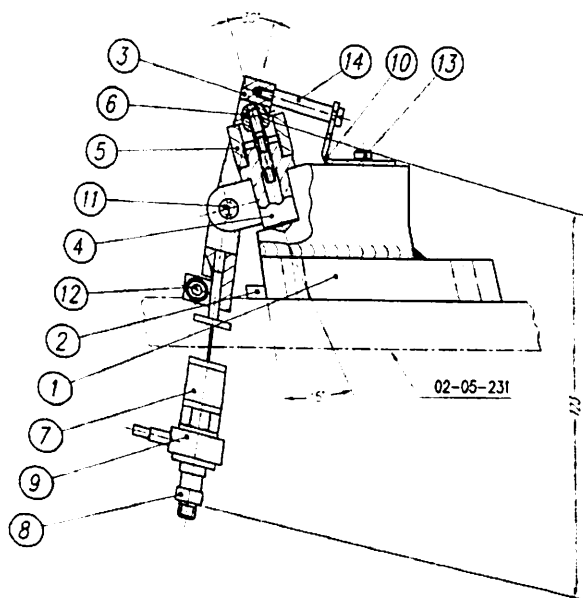
1 - Ingredientes ativos:

- Glicose de oxidase (2.000 unidades)
- Lisossoma, Lactoperoxidase (3.000 unidades)
- Lactoferrina 5mg.

2 - Outros ingredientes:

- Xilitol
- Beta de glicose
- Aloe Vera
- Amido hidrogenado

ANEXO C - PROJETO DA BASE DE PROVA



Item	Quant.	Material ou Denominação	Medida ou Norma
Espec.	1:1	Des. RAUL 07/05/04	IPT
Fls.	única	Verif. Aprov.	DEPARTAMENTO DE MECÂNICA E ELETRICIDADE DAE UNIDADE DE ESTUDOS DE FABRICAÇÃO S I F
Dispositivo de ensaio p/ prótese dentária			Ref. Labor. Ensaios Dinam. Nº 01-05-153

Lista de peças do desenho de conjunto:

Item	Denominação
01	Suporte de aço
02	Posicionador para o suporte
03	Haste de compressão
04	Cilindro de fixação do implante
05	Copo de saliva
06	<i>Abutment</i>
07	Dispositivo de proteção do atuador
08	União haste-atuador
09	Célula de carga
10	Forquilha direcionadora
11	Parafuso de fixação do cilindro
12	Parafuso de fixação da haste
13	Parafuso de posicionamento da forquilha
14	Cabresto direcionador

ANEXO D – CALIBRAÇÃO DOS TRANSDUTORES

CALIBRAÇÃO DE TRANSDUTOR

Nome do cliente: Frederico Nigro
 Tipo de transdutor: Célula de carga piezométrica
 Marca do transdutor: PCB
 Modelo do transdutor: 201B02
 Identificação do fabricante: 9415

Variação das condições com fixação de massa

Início: 15 de abril de 2004 08:57:22
 Fim: 15 de abril de 2004 10:15:56
 Duração: 78,6 minutos

Temperatura da sala: 24°C
 Posição do excitador: vertical
 Fixação da referência: sobre o calibrado
 Torque aplicado na referência: 2.0Nm
 Fixação do calibrado: sob a referência

Massa adicionada: 351,95g
 Incerteza: 0,16g

Torque aplicado no calibrado: 2.0Nm
 Ruído de fundo no ganho de

100mv	28.6mV
31,6mV	20.3mV
10mV	3.17mv

Variação das condições sem fixação de massa

Início: 15 de abril de 2004 10:22:05
 Fim: 15 de abril de 2004 11:28:31
 Duração: 66,4 minutos

Temperatura da sala: 24°C
 Posição do excitador: vertical
 Fixação da referência: sobre o calibrado

Torque aplicado na referência: 2.0Nm
 Fixação do calibrado: sob a referência

Torque aplicado no calibrado: 2.0Nm
 Ruído de fundo no ganho de
 100mV 58.6mV
 31,6mV 25.5mV
 10mV 5.02mV

Sensibilidade		
Determinação da Sensibilidade	Padrão	10,47 mV/N
Variação de Torque	1,0 Nm	9,76 mV/N
	2,0 Nm	10,53 mV/N
	3,0 Nm	10,67 mV/N
Variação de Amplitude	400 m/s ²	10,26 mV/N
	200 m/s ²	10,43 mV/N
	100 m/s ²	10,35 mV/N
	50 m/s ²	10,31 mV/N
	20 m/s ²	10,38 mV/N
	10 m/s ²	10,33 mV/N
	5 m/s ²	10,18 mV/N
Variação da Frequência	20 Hz	10,18 mV/N
	40 Hz	10,29 mV/N
	80 Hz	10,35 mV/N
	160 Hz	10,31 mV/N
	315 Hz	10,31 mV/N
	630 Hz	10,38 mV/N

Erro de medição = 0,1 N; 0,01mV

ANEXO E – AFERIÇÃO DO MOTOR CONTROLADOR DE TORQUE

Aferição do motor de torque														
Torque (Ncm)														
velocidade	calibrado	Referencia										Média	DesvPad	Erro
Low	10	14	14	14	13	14	13	13	14	13	13	13,5	0,527046	0,26
Low	20	21	23	21	22	21	22	21	21	22	20	21,4	0,843274	0,07
Low	32	30	30	31	31	31	31	32	32	31	30	30,9	0,737865	0,04
Low	45	41	40	40	41	41	41	40	42	40	39	40,5	0,849837	0,11
High	10	16	15	15	16	17	16	15	16	16	15	15,7	0,674949	0,36
High	20	24	23	24	23	24	23	24	23	24	22	23,4	0,699206	0,15
High	32	32	33	33	34	32	33	34	34	34	33	33,2	0,788811	0,04
High	45	42	43	45	44	43	45	43	43	45	42	43,5	1,178511	0,03

Aferição do motor de torque														
Torque (Ncm)														
velocidade	calibrado	Referencia										Média	DesvPad	Erro
Low	10	14	13	12	13	13	14	13	14	13	14	13,3	0,674949	0,25
Low	20	21	23	22	20	21	21	22	21	21	22	21,4	0,843274	0,07
Low	32	32	33	31	34	31	32	33	31	31	31	31,9	1,100505	0,00
Low	45	40	41	41	40	39	40	40	42	42	40	40,5	0,971825	0,11
High	10	15	15	16	14	14	15	15	14	15	16	14,9	0,737865	0,33
High	20	24	23	24	25	24	23	24	23	25	23	23,8	0,788811	0,16
High	32	35	35	34	34	33	35	34	36	33	34	34,3	0,948683	0,07
High	45	42	43	45	45	43	45	44	46	45	43	44,1	1,286684	0,02

Aferição do motor de torque de calibração para 32 Ncm:

Teste t de duas amostras em par para médias

<i>1ª</i>	<i>2ª</i>
<i>Medida</i>	<i>Medida</i>
32	35
33	35
33	34
34	34
32	33
33	35
34	34
34	36
34	33
33	34

	<i>1ª</i>	<i>2ª</i>
	<i>Medida</i>	<i>Medida</i>
Média	33,2	34,3
Variância	0,62	0,9
Desvio Padrão	0,79	0,95
Observações	10	10
Correlação de Pearson	0,06	
Hipótese da diferença de média	0	
gl	9	
Stat t	-2,91	
P(T<=t) uni-caudal	0,009	
t crítico uni-caudal	1,83	
P(T<=t) bi-caudal	0,017	
t crítico bi-caudal	3,25	

Na aferição do motor de torque para um nível de significância de 1%, não houve diferença significativa, mostrando assim uma homogeneidade entre as aferições.

ANEXO F – CALIBRAÇÕES DO TORQUÍMETRO TOHNICHI

Certificado inicial de calibração:



CERTIFICATE OF CALIBRATION 校正証明書

NAME:	TORQUE GAUGE	DATE FIRST USED:	7 / 17
MODEL:	BTG60CN-S	SERIAL NO.:	503500R
MAX. CAPACITY:	60.0	ACCURACY ± (%):	?
UNIT:	㎝・㎏	TEMPERATURE (°C):	22
DATE OF CALIBRATION: (Day/Month/Year)	11/12/2007	INSPECTOR:	S ITO

INSPECTION SCALE	ACTUAL READING	
	CLOCKWISE	COUNTER CLOCKWISE
10.0	10.00	10.00
30.0	29.80	30.20
40.0	40.00	40.70
50.0	50.20	50.00
60.0	50.50	60.30

この証明書は、国際標準化機構（ISO）による基準器具を基準とした検量器を用いた、当社の作業標準に適合した検量器の校正結果を示すものです。校正結果が製造メーカーの規格に適合していることを証明いたします。
 WE CERTIFY THE PRODUCT IDENTIFIED ABOVE WAS CALIBRATED USING TEST EQUIPMENT THAT IS TRACEABLE TO THE NATIONAL STANDARDS SPECIFICATIONS AND ACCORDING TO TOHNICHI STANDARDS. WE HAVE VERIFIED THAT THESE TEST RESULTS COMPLY WITH PRODUCT SPECIFICATIONS.

標準器 STANDARD EQUIPMENT	MODEL	SERIAL NO.
分銅 POITEY	CP-10	030
分銅 WEIGHTS	BW-05	5
標準器 STANDARD TEST EQUIPMENT	公的機関 OFFICIAL FACILITY	検査成績書 INSPECTION RECORD NO.
村山 千鶴 CALIPER CHECKER	(財)日本品質保証機構 JAPAN QUALITY ASSURANCE ORGANIZATION	150 32923
分銅 WEIGHT	(株)村山衡器製作所 MURAKAMI KOKI CO., LTD	990677

TOHNICHI MFG. CO., LTD. KOFU PLANT

株式会社 東日製作所

TOHNICHI MFG. CO., LTD.

HEAD OF CALIBRATION

6-5, OMOJI-NISHI 1-CHOME, OIA-HU, TOKYO 143-8571 JAPAN
 TEL 03-3762-2452 FAX 03-3761-3552
 0940

T. Tachibana

Certificado de calibração após a utilização nos testes:



Certificado de Calibração

LABORATÓRIO DE METROLOGIA DE TORQUÊ - LabMetro

NÚMERO: SH1485/04

FL. 01/02

REDE BRASILEIRA DE CALIBRAÇÃO

LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO CREDENCIADO PELA Cgcre/INMETRO SOB
No. 190



1) DADOS

CONTRATANTE: FREDERICO NIGRO
 ENDEREÇO: RUA BOTUCATU, 572 - CONJ. 11 - VL. CLEMENTINO - SP
 INTERESSADO: FREDERICO NIGRO
 ENDEREÇO: RUA BOTUCATU, 572 - CONJ. 11 - VL. CLEMENTINO - SP
 DATA DA CALIBRAÇÃO: 30-ago-04 DATA DA EMISSÃO: 10-set-04
 NÚMERO DA OSL: 0432/04
 MATERIAL CALIBRADO: Torquímetro TIPO: I
 MARCA: TOHNICHI MODELO: BTG60CN-S
 NR. DE SÉRIE: 503500R NR. DO CLIENTE: S/N
 CAPACIDADE: 60 VALOR DE 1 DIVISÃO: 1
 SENTIDO DA CALIBRAÇÃO: HORÁRIO UNIDADE DE MEDIÇÃO: cN.m
 CONDIÇÃO AMBIENTAL: Temperatura 25,1 °C Umidade: 41%
 LOCAL DA CALIBRAÇÃO: AV. SANTO AMARO, 1860/62 - VL. OLÍMPIA - SÃO PAULO - SP

2) PADRÃO UTILIZADO

CÓD. MSM	DESCRIÇÃO	NR. CERTIF.	EMITENTE	VALID.	RASTREABILIDADE
9	CALIBRADOR DE TORQUIMETRO	52 283	I P T	nov05	R B C

3) PROCEDIMENTO DE MEDIÇÃO

O instrumento foi calibrado por comparação com um calibrador de torque conforme instrução de trabalho nr IT 06 rev 02

Este certificado atende os requisitos de credenciamento pela Cgcre/INMETRO, o qual avaliou a competência de medição do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida (ou ao Sistema Internacional de Unidades SI).

4) RESULTADOS

4.1) VALORES NUMÉRICOS

V.I. cN.m	V.V.C. M. cN.m	ERRO cN.m	Erro de Indicação (%)	Repetitividade (R1) (%)	Incerteza expandida cN.m (%)		k
12	11,8	0,20	1,67	0,00	0,62	5,1	2,00
24	23,9	0,08	0,33	0,83	0,70	2,9	2,00
36	35,5	0,48	1,33	1,11	0,83	2,3	2,00
48	48,0	0,04	0,08	0,42	0,96	2,0	2,00
60	60,0	0,04	0,07	0,33	1,11	1,8	2,00
Classe do instrumento :		B					
Tipo do Instrumento :		I					



Certificado de Calibração

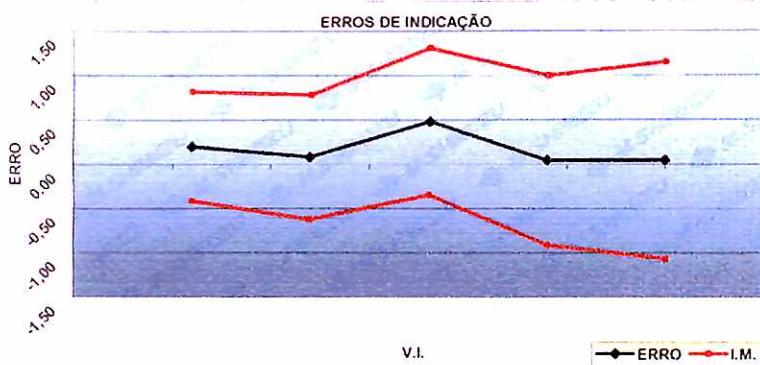
LABORATÓRIO DE METROLOGIA DE TORQUE

NÚMERO: SH1485/04

FL. 02/02

REDE BRASILEIRA DE CALIBRAÇÃO
LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO CREDENCIADO PELA Cgcre/INMETRO SOB
No. 190

4.2) GRÁFICO DOS ERROS DE INDICAÇÃO



5) GLOSSÁRIO

V.I. Valor indicado no instrumento
I.M. Incerteza de medição
V.V.C. Valor verdadeiro convencional

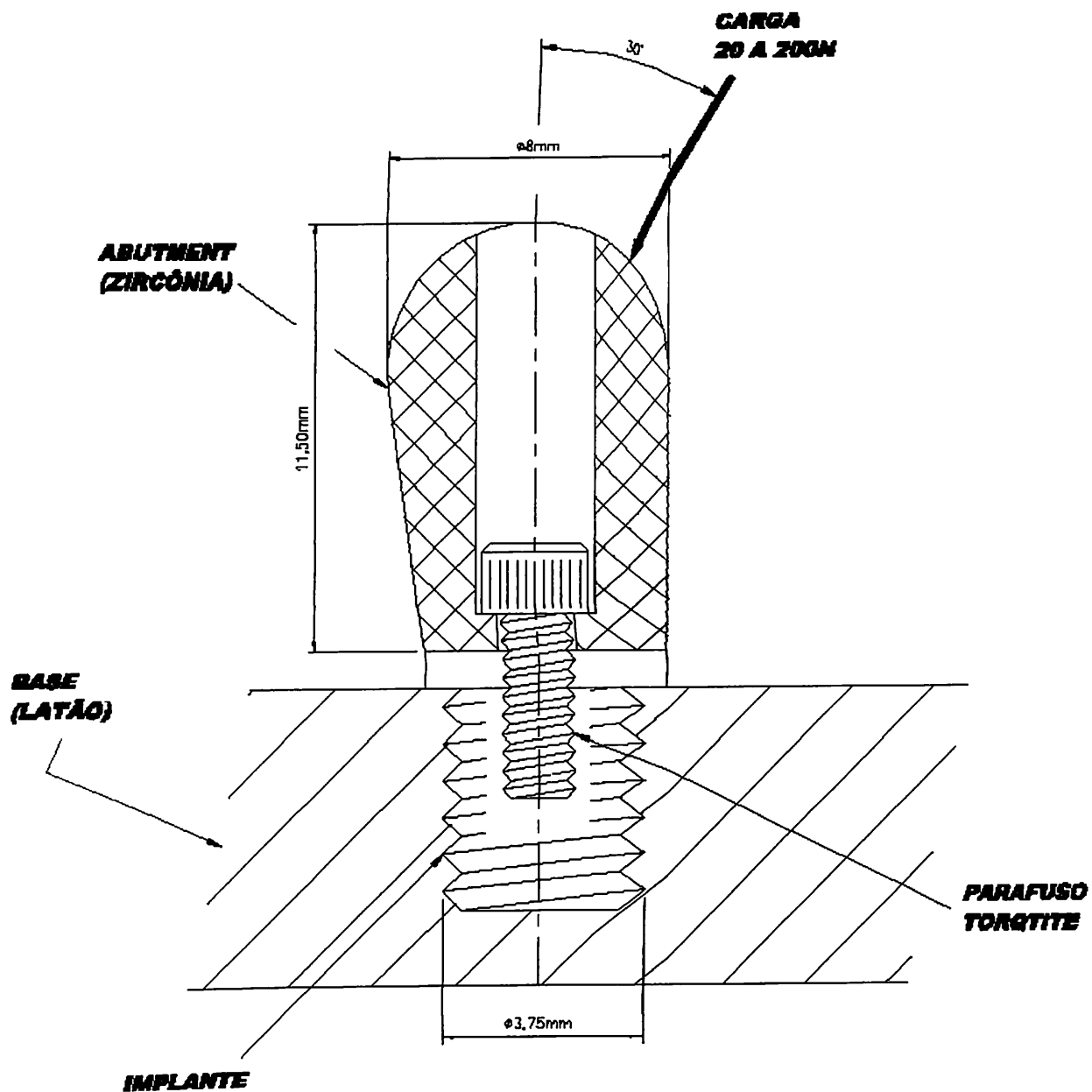
6) NOTAS

- 1) "Erro = V.I. - V.V.C."
- 2) "A incerteza expandida relatada é baseada em uma incerteza padronizada combinada, multiplicada por um fator de abrangência k, para um nível de confiança de aproximadamente 95%."
- 3) "Os valores expressos são médias de 5 leituras"
- 4) "Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à calibração nas condições especificadas, não sendo extensivo a quaisquer lotes, mesmo que similares."
- 5) "A reprodução deste certificado só poderá ser total e depende da aprovação, por escrito do laboratório emissor."

FÁBIO O. AGUIAR
EXECUTANTE

IVO CORTÉZ JÚNIOR
Gerente-Técnico LabMetro

**ANEXO G – ESQUEMA DO CORPO DE PROVA
(ABUTMENT/IMPLANTE/PARAFUSO) COM APLICAÇÃO DE CARGA**



AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citado a fonte e comunicado ao autor a referência em que consta a citação.

e-mail: nigro@apcd.org.br