UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

**Avaliação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus
efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo**

BAURU

2011

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

Avaliação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru (FOB) da Universidade de São Paulo (USP) para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Versão corrigida

BAURU

2011

OL4a	<p>Oliveira-Neto, Luiz</p> <p>Avaliação de uma máquina de testes de flexão rotacional e seus efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo./ Luiz Alves de Oliveira-Neto. – Bauru, 2011.</p> <p>108p. : il. ; 31cm.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo</p> <p>Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira</p>
------	---

Nota: A versão original desta dissertação/tese encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

LUIZ ALVES DE OLIVEIRA NETO

Nascimento 12 de Novembro de 1983

Naturalidade Aracaju-SE

Filiação Luiz Hermínio de Aguiar Oliveira

Maria de Fátima Lisboa Oliveira

2002-2007 Graduação em Odontologia – Universidade Federal de Sergipe

2008-2009 Mestrado em Ciências da Saúde – Universidade Federal de Sergipe.

Área de Concentração: Estudos clínicos e Laboratoriais em Saúde.

2008-2009 Especialização em Prótese Dentária – Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio Palatal (PROFIS/Bauru-SP)

2009-2011 Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas – Faculdade de Odontologia de Bauru - Universidade de São Paulo.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Luiz Hermínio e Maria de Fátima, e à minha noiva Vanessa Almeida.

Pessoas especiais que acompanharam as dificuldades que passamos para o meu crescimento profissional, e ao mesmo tempo são fontes de alegria, que motivam a longa e bela caminhada da vida.

AGRADECIMENTOS A FAMILIARES E AMIGOS

A **Deus**, por todas as bênçãos que tem me concedido.

Aos meus pais, **Luiz Hermínio e Maria de Fátima**, pelo apoio incondicional ao longo destes anos. A distância destes anos me faz ver o quanto vocês são a minha vida. Amo vocês.

Aos meus irmãos **Walter e Vitor**, embora distantes, sempre me apoiaram e ajudaram durante esse longo percurso, desenrolando meus problemas seja em São Paulo ou em Aracaju. Muito obrigado!

A minha noiva **Vanessa**, que compreende como poucos que “o amor calcula as horas por meses, os dias por anos e cada pequena ausência é uma eternidade”. Mesmo com estas adversidades somos e seremos muito felizes. Te amo!

Ao meu primo-irmão **Carlos Hermínio**, sempre que possível trouxe sua alegria à Bauru.

A eterna família Solar Cristiane: **José Luiz, Antonio Alves, Luana Menezes, Daniel Afonso, Fabio Lorenzoni, Leandro Martins, Luciana Mendonça, Gustavo Pimentel, Cintia Nishida, Karin Cristina, Marcelo Ramos, Paulo Maurício, Rose e Tiaguinho**. Todos vocês foram fundamentais nesta conquista.

À **Flávia Nahsan e Paulinho Maragon**, por deixarem Bauru com sabor de Aracaju, adicionando pitadas de Pirajuí.

A **Max Dória Costa**, pelo companheirismo e amizade estabelecidos, fundamentais não só para o desenvolvimento desta pesquisa e projeto de ampliação curricular, como também pela convivência fraternal que criamos.

Aos meus colegas de curso: **Ana Silvia, Carolina Ortigosa, Eloisa Nassar, Fernanda Stancari, Hugo Vidotti, Livia Aguiar, Livia Lopes, Livia Maria, Luana Menezes, Matheus Jacobina, Max Dória, Max Laurent, Mitiam Bueno, Mônica Lôbo e Vitor Guarçoni**.

Aos meus tios e eternos professores **Manuel Hermínio, Anita Hermínia, Eugênia Hermínia e Alaíde Hermínia**, pelo incentivo na vinda à Bauru e serem exemplos da infindável busca pelo aprender, assim como pelo carinho e atenção que sempre me acolheram. Estou ciente de que sempre poderei contar com a minha banca particular de avaliação.

Aos amigos-professores **André Lucas e Carlos Neanes**, pela oportunidade de auxiliar o curso de especialização em prótese dentária na ABO-Sergipe, e acompanhar seus consultórios particulares, etapas importantes no meu amadurecimento pessoal e profissional. Muito obrigado por todo o apoio!

Aos amigos-professores **Alexandre Franco e José Eduardo Chorres** pelos valiosos conselhos e estimados ensinamentos.

A **todos os meus familiares** pelo carinho e atenção que me dispensaram nessa jornada, em especial aos meus avós **Helena Lisboa, Walter Lisboa** (*in memoriam*), **Beltiz Franco** (*in memoriam*), **Luiz Alves** (*in memoriam*), **Maria Hermínia** (*in memoriam*), e aos sempre presentes tios: **José Teles e Antônia Roza, Antônio Fernando e Anita Hermínia, Carlos Hermínio e Eline Franco**.

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À **Faculdade de Odontologia de Bauru (Universidade de São Paulo)**, agradeço pela possibilidade de realização do presente trabalho, por todos os meios colocados à disposição, assim como a excelência da formação prestada e conhecimentos transmitidos, que foram essenciais para minha formação profissional.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Paulo Martins**, um sincero agradecimento. Sua confiança e orientação foram imprescindíveis para o desenvolvimento deste trabalho.

Ao **Msc. Felipe Ramalho Ferreira**, por ceder o dispositivo de flexão rotacional para o desenvolvimento desta dissertação e pela sua estimada colaboração durante todo o processo.

Ao **Prof. Dr. César Antunes de Freitas**, sua disponibilidade e ideias foram primordiais para a elaboração e andamento desta pesquisa.

Ao **Sr. Renato Pereira Murback**, responsável pelo processo de usinagem, cedendo fins de semana e feriados para a conclusão desta etapa. Além do suporte técnico no Centro Integrado de Pesquisas (CIP/FOB-USP), este trabalho seria impossível sem sua colaboração.

Ao **Prof. Arthur Alves Fiocchi** (LATUS/UNESP) pelas sugestões e conhecimentos da engenharia mecânica que foram necessários para maior entendimento desta pesquisa.

Ao **Departamento de Prótese** em nome dos Professores: **Dr. Waldir Janson, Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Accácio Lins do Valle, Dr. José Henrique Rubo, Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Dr. Renato de Freitas, Dr. Paulo Martins Ferreira, Dr. Gerson Bonfante, Dr. Carlos Araújo, Dra. Lucimar Falavinha Vieira, Dra. Karin Neppelenbroek, Dr. Vinicius Carvalho Porto, Dr. Wellington Bonachela** pela oportunidade, conhecimentos e amizade transmitidos.

Um agradecimento especial ao **Prof. Luiz Fernando Pegoraro** pelo valioso apoio no processo de instalação do Torno industrial no CIP-FOB; e ao **Prof. Acácio do Lins Vale** além de incentivador para meu ingresso no estágio da prótese, sempre esteve presente durante toda a minha vida em Bauru. A estes grandes mestres, agradeço pela orientação e ajuda na clínica da pós-graduação, bem como no desenvolvimento de outras atividades.

À minhas amigas e funcionárias da clínica da pós-graduação, **Hebe e Cleusa**, pela compreensão no desenvolvimento das atividades na clínica e pelo carinho a mim dedicado.

Ao **Prof. Dr. Renato de Freitas**, primeiramente pela amizade que estabelecemos, com confiança nos trabalhos desenvolvidos em sua clínica, o que possibilitou a ampliação do meu conhecimento na implantodontia. Agradeço também pelo acolhimento de toda **equipe Via Oral: Dra. Carla de Freitas, Dr. Celso Catalan, Paula Daniele e Mara**.

Agradeço a **todos professores do curso de Odontologia da Universidade Federal de Sergipe (UFS)**, pela excelente base acadêmica. Em especial aos meus grandes incentivadores: **Profª. Drª. Rosa M.V.Bragança Garcez, Prof. Dr. Luiz Carlos Ferreira da Silva, Profª. Mônica Silveira Paixão, Profª. Drª. Alaíde Hermínia de Aguiar Oliveira, Prof. Dr. José Eduardo Chorres, Profª. Drª Maria de Fátima Batista, Prof. Dr. Carlos Neanes Santos, Prof. Murilo Souza Oliveira e Prof. José Mirabeau de Oliveira Ramos**.

Ao técnico **Edimauro** pela colaboração com a etapa de microscopia eletrônica de varredura.

Aos técnicos de laboratório da FOB, **Marcelo Giati e Rivanildo**, pelos serviços prestados.

Ao Laboratório de Prótese Dentária **Sidnei Martins**, pelas etapas de fundição.

Ao **Sr. Álvaro Luiz Oliveira**, em nome da DHALMAR BAURU - Ind. de Máq. e Equipamentos, pela atenção de sua equipe durante parte do processo de usinagem.

À **NEODENT**, por todo o suporte material oferecido com agilidade e atenção em todo o processo.

À **CONEXÃO Sistema de Prótese**, em especial à João Meirelles pela confiança em nosso trabalho e incentivo profissional que resultou com a premiação em 1º lugar no 7º Encontro de Mestres.

Aos **pacientes** pela generosa compreensão durante o meu aprendizado.

A **todos** que contribuíram direta ou indiretamente para a conclusão desta importante etapa da minha vida.

RESUMO

O sucesso do tratamento com implantes depende do conhecimento teórico-prático do profissional, das condições biológicas do paciente, e também das propriedades mecânicas dos componentes protéticos e cirúrgicos. A complicação mecânica mais comum é a mobilidade da prótese relacionada ao afrouxamento ou fratura dos parafusos protéticos. Dois testes de fadiga podem avaliar as propriedades mecânicas destes materiais: ensaios monotônicos unidirecionais e testes de flexão rotacional. As vantagens dos dispositivos de flexão rotacional são: baixo custo, ensaios mais rápidos, permite gerar dados relevantes e fornece uma previsão mais realista da longevidade clínica. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar o funcionamento do dispositivo de flexão rotacional desenvolvido por Ferreira (2010) e os seus efeitos em dois sistemas de implante de hexágono externo (Munhão Personalizável-Neodent e Pilar Cônico-Neodent). A amostra foi composta por 2 grupos: A- 5 implantes com munhão; B- 5 implantes com Pilar Cônico. Os pilares protéticos foram adaptados para o dispositivo e instalados com torque recomendado pelo fabricante. A carga cíclica de 29,4 N foi aplicada em ângulo de 45° sobre o eixo longitudinal dos espécimes a uma frequência de 18Hz. O número de ciclos para falhar foi registrado e estabelecido um limite máximo de 5×10^6 . Após a ciclagem, o torque de remoção foi mensurado eletronicamente e os componentes da interface implante-intermediário foram analisados através de um microscópio eletrônico de varredura (MEV). Na configuração escolhida para os testes, nenhuma das amostras sofreu falhas críticas (fratura ou soltura) durante 5×10^6 ciclos. Os grupos apresentaram redução no torque de pelo menos 10 NCm nos parafusos de fixação. As imagens do MEV demonstraram nível reduzido de deformação e desgastes das amostras. Componentes do dispositivo precisam ser revistos para assegurar melhor fixação do implante, controle adequado de temperatura, estabelecimento da frequência e carga ideais, visando também possibilitar aumento do momento de força aplicado aos espécimes. O dispositivo de Ferreira (2010) demonstrou ser um aparelho portátil, resistente e versátil, mas necessita de adaptações para se tornar apto a realizar quaisquer ensaios de flexão rotativa.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Biomecânica; Próteses e Implantes, Dispositivo de Flexão Rotacional.

ABSTRACT

Evaluation of a rotating bending machine and its effects on two external hex implant system

Implant treatment success depends on theoretical and practical knowledge, biological conditions of the patient, and also mechanical properties of surgical and prosthetic components. The most common mechanical complications are prosthesis mobility related to abutment and/or prosthetic screw fracture or loosening. Two fatigue tests can study mechanical properties of these materials: Unidirectional bend-release fatigue testing and rotational fatigue testing. The advantages of rotational bending devices include lower cost, faster tests, can generate relevant data and provide more realistic prediction of clinical performance. Thus, the aim of this study was evaluate the performance of a rotating bending device developed by Ferreira (2010) and its effects on two external hex implant systems (conical abutment-Neodent and personalized abutment-Neodent). The sample comprised two groups: A-5 with Munhão system B-5 with Conical abutment. The abutments were adapted to the device and installed with recommended torque by manufacturer. A cyclic load of 29,4 N was applied 45° angled on the long axis of the specimens at a rate of 18 Hz. The number of cycles to failure was recorded. A cutoff of 5×10^6 cycles was applied as an upper limit. After cycling, torque force was electronically measured and components of implant-abutment interface were analyzed using a scanning electron microscope (SEM). In chosen test configurations, none of specimens suffered critical failures (fracture/loosening) for 5×10^6 cycles. Both groups had torque reduction at least 10 Ncm in abutment screws. SEM images showed a low level deformation and wear of samples. Testing machine components must be reviewed to ensure better implant fixation, adequate temperature control, establish ideal frequency and load, also aiming to increase bending force moment applied to specimens. Ferreira (2010) devices proved to be a portable, rugged and versatile, but require adaptations to become able to perform any rotational bending tests.

Key words: Dental Implants; Biomechanics; Prostheses and Implants, Rotational load machine

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação do <i>stress</i> desenvolvido em cada amostra	42
Figura 2 - Exemplo de um diagrama S-N.	42
Figura 3 - Dispositivo de Flexão Unidirecional Rotacional de Wiskott et al. (1991) ..	44
Figura 4 - Dispositivo de Llobell et al. (1992).....	45
Figura 5 - Dispositivo de Flexão Rotativa de Butson et al. (1993).....	46
Figura 6 - Dispositivo utilizado Wiskott et al. (1994)	47
Figura 7 - Adaptação dos intermediários proposto por Basten et al. (1996).....	48
Figura 8 - Dispositivo de flexão rotacional de Wiskott et al. (1996)	48
Figura 9 - Exemplo de <i>Staircase Analysis</i> realizada por Wiskott et al. (1996).....	49
Figura 10 - Aplicação do dispositivo de flexão rotacional em soldas a laser e na adesividade de pinos ceramicos.....	50
Figura 11 - Corpo de prova utilizado por Khraisat et al. (2002).	50
Figura 12 - Local de fragilidade no parafuso de ouro (Khraisat et al., 2002).	51
Figura 13 - Corpos de prova utilizados no estudo de Wiskott et al. (2004)	52
Figura 14 - Dispositivo de Queck et al. (2006).....	53
Figura 15 - Sistema de implantes do Replace Select (Wiskott et al., 2007)	54
Figura 16 – Dispositivo de flexão rotativa de Wiskott et al. (2007)	54
Figura 17 - Região de fragilidade no implante.	55
Figura 18 - Dispositivo de flexão rotativa desenvolvido por Ferreira (2010).....	56
Figura 19 - Funcionamento do dispositivo de Ferreira (2010).	56
Figura 20 – Implantes e componentes testados.....	63
Figura 21 - Montagem dos corpos de prova dos grupos A e B.....	64
Figura 22 - Corte longitudinal do Cilindro do <i>EsthetiCone</i> [®] e do UCLA [®]	65
Figura 23 - Rolamento HCH 695 2RS.	65
Figura 24 - Quantidade de desgaste para adaptação do UCLA [®]	66
Figura 25 - Torno Mecânico.....	66
Figura 26 – Fixação do corpo de prova para usinagem.	67
Figura 27 - Processo de usinagem.....	67
Figura 28 - Cilindro do <i>EsthetiCone</i> [®] com diâmetro menor do que o rolamento.	68
Figura 29 - Planejamento da sobrefundição do cilindro do <i>EsthetiCone</i> [®]	68

Figura 30 - Adaptação da matriz metálica	69
Figura 31 - Duplicação da matriz metálica.....	69
Figura 32 - Enceramento do corpo de prova.	70
Figura 33 - Diferença entre o padrão de cera e o diâmetro interno do rolamento. ...	70
Figura 34 - Cilindro do <i>EsthetiCone</i> [®] após a fundição (a) e após a usinagem (b) ...	70
Figura 35 – Prensagem do corpo de prova ao rolamento.	71
Figura 36 - Receptáculo do implante e instalação com montador.....	71
Figura 37 - Componente protético fixado sobre o receptáculo do implante.....	72
Figura 38 - Porta rolamento vazio e com o espécime acoplado	72
Figura 39 - Montagem final no dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010).	73
Figura 40 - Representação esquemática do funcionamento do dispositivo.....	74
Figura 41 - Comprimento do braço de alavanca.....	74
Figura 42 - Eixo longitudinal de funcionamento.....	75
Figura 43 - Detalhamento do dispositivo de flexão rotativa.	75
Figura 44 - Torquímetro digital	76
Figura 45 - Imagens do hexágono externo do implante.	82
Figura 46 - Imagens das roscas de implante.....	83
Figura 47 - Imagens do parafuso do UCLA [®] e do parafuso do <i>EsthetiCone</i> [®]	84
Figura 48 - Imagens do hexágono antirotacional do UCLA [®] e do <i>EsthetiCone</i> [®]	85
Figura 49 - Cálculo do momento de força do dispositivo de Ferreira (2010).	90
Figura 50 - Detalhamento do compartimento de carga e desenho do dispositivo de Ferreira (2010).....	91
Figura 51 - Suporte do rolamento do dispositivo de Ferreira (2010)	92
Figura 52 - Modificação do suporte do rolamento proposto por Queck et al. (2006).92	
Figura 53 - Posicionamento do parafuso do cilindro dentro do rolamento.....	93
Figura 54 - Rolamento danificado.....	94
Figura 55 - Mecanismos de fixação do implante.	96
Figura 56 - Imagem microscópica de um implante que soltou do receptáculo..	97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Implantes e componentes testados distribuídos por grupo.....	63
Tabela 2 - Torque Recomendado pelo Fabricante.....	72
Tabela 3 - Número de Ciclos e torque de remoção para o grupo A.....	81
Tabela 4 - Número de Ciclos e torque de remoção para o grupo B.....	81

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	33
2 REVISÃO DE LITERATURA	36
2.1 Falhas Mecânicas nos implantes e seus componentes	37
2.2 Dispositivos de Flexão Rotacional	41
3 PROPOSIÇÃO	59
4 MATERIAL E MÉTODOS	63
4.1 Implantes e componentes testados	63
4.2 Confeccção do corpo de prova	65
4.3 Configuração do Dispositivo de Flexão Rotativa	73
4.4 Limite Máximo de ciclos para ensaio de flexão rotativa	76
4.5 Avaliação do torque de remoção	76
4.6 Microscópio Eletrônico de Varredura	77
5 RESULTADOS	81
6 DISCUSSÃO	89
7 CONCLUSÕES	101
REFERÊNCIAS	105

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A credibilidade nos tratamentos reabilitadores com implantes deve-se a aplicabilidade dos conceitos de osseointegração desenvolvidos pelo Dr. Per-Ingvar Brånemark, que fundamentaram o uso de implantes dentais tornando-os uma opção viável de tratamento para pacientes com perdas total, parciais ou unitária (JEMT; PETTERSSON, 1993).

O sucesso da reabilitação oral através dos implantes demanda alguns pré-requisitos mecânicos e biológicos, além de conhecimento técnico do profissional. Dentre os diversos fatores biológicos, é imprescindível disponibilidade óssea no sítio cirúrgico, correto posicionamento e relacionamento do implante com os dentes adjacentes (WEINBERG, 1993).

A complicação mecânica mais frequente em prótese sobre implante é o afrouxamento do parafuso que retém a prótese ao implante. Este tipo de complicação conduz uma sobrecarga e danos aos implantes, tecidos de suporte e ao próprio parafuso que pode vir a fraturar. Além disso, as complicações demandam um maior tempo clínico, muitas vezes acarretando em uma elevação dos custos financeiros (PRIEST, 1999). A frequente visualização destas complicações tem levado a procurar mecanismos que visem minimizar estes problemas.

O afrouxamento do parafuso está intimamente associado ao sistema de conexão da prótese sobre implante, que também asseguram o contato entre os implantes e intermediários. Foram desenvolvidas diversas formas para realizar a conexão entre implantes e componentes protéticos, podendo mais comumente variar entre hexágono externo, hexágono interno e cone interno. É válido salientar que o desenho de assentamento da interface implante-intermediário destes sistemas de conexão é quem determinará a integridade mecânica da mesma, além de favorecer a adaptação e estabilidade protética. (HASS et al., 1993; WALTON, 1997)

O sistema de conexão com hexágono externo vem sendo utilizado há mais de quarenta anos como uma opção extremamente viável e confiável devido ao

seu pioneirismo (ADELL, 1990) e consequente grande número de estudos realizados.

Estudos relatam que após a ocorrência da osseointegração, a perda de parafusos é a causa mais comum de problemas em próteses sobre implantes (BECKER; BECKER, 1995) sendo que em coroas unitárias o afrouxamento destes parafusos acarreta no maior índice de complicações (GOODACRE et al., 1999). Esse fato é potencializado pela fadiga gerada devido forças oclusais que pode causar deformação plástica dos materiais e consequente desadaptação da interface implante-intermediário protético (CIBIRKA et al., 2001).

Avaliações laboratoriais simulando o *stress* mastigatório vêm sendo realizados em diversas combinações de componentes protéticos e implantes. Existem dois protocolos para a realização de testes de fadiga: unidirecional e rotacional. O primeiro é usado em casos de restaurações dentárias assimétricas como próteses fixas, áreas de pântico, entre outros. Já os testes rotacionais somente trabalham com corpos de prova simétricos, mas em compensação os objetos do estudo podem ser testados mais rapidamente (QUECK et al., 2006).

Ensaio de flexão rotacional na interface implante-intermediário protético com componentes do tipo Munhão e Pilar Cônico em implantes unitários com Hexágono Externo são escassos na literatura. Desta forma o presente trabalho visa compreender o comportamento destes componentes após o ensaio mecânico de fadiga em laboratório, utilizando o dispositivo de flexão rotativa desenvolvido por Ferreira (2010). Os resultados poderão ser revertidos em benefícios ao paciente, minimizando as chances de fracasso no tratamento reabilitador, e consequente redução de custos biológicos e financeiros.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Falhas Mecânicas nos implantes e seus componentes

As falhas em próteses dentárias podem ser classificadas como de origem biológica ou mecânica, e o mesmo raciocínio pode ser aplicado também aos implantes e componentes, em que todos os elementos do conjunto implante-prótese estão sujeitos a falhas mecânicas (HOBKIRK et al., 2006) que podem promover diversas falhas biológicas (BERGLUNDH et al., 2002).

As falhas mecânicas em restaurações unitárias sobre implantes, intermediário e/ou parafusos, envolvendo desde descimentação de coroas, fratura da cerâmica de revestimento, afrouxamento/fratura de parafusos, e fratura de implantes, têm sido relatadas (ANDERSSON et al., 1992, GOODACRE et al., 1999, JUNG et al., 2008).

Essas falhas das próteses sobre implante podem estar associadas à instabilidade da interface implante-intermediário, com componentes tecnicamente desenvolvidos para suportar coroas unitárias, incorporando características que evitem a rotação sobre seu próprio eixo.

A interface de conexão implante-intermediário, por convenção, é geralmente descrita como uma conexão interna ou externa. A distinção destes 2 sistemas é a presença ou ausência de um elemento geométrico que se estende acima ou abaixo da superfície coronal do implante. A geometria de conexão pode ser encontrada nas formas octogonal, hexagonal, cone parafuso, cone-hexágono, cilindro-hexagonal, spline, cam, cam-tubo, e pino/slot (BINON, 2000).

O primeiro modelo descrito, e desde então o mais utilizado, foi o sistema de Hexágono externo proposto por Brånemark, cujo dispositivo anti-rotacional tem a forma de um hexágono com altura de 0,7 mm localizado acima da plataforma do implante. A utilização destes implantes era restrita a reabilitações de arcos completos, unidos por uma barra que suportaria a parte protética, a qual ficou conhecida popularmente por próteses-protocolo. Com o sucesso obtido na

osseointegração, a utilização de implantes foi extrapolada dentre outras aplicações para próteses parciais fixas e coroas unitárias (NEVINS; ANGER, 1993; JEMT; LEKHOLM, 1993).

A popularização do sistema de hexágono externo e a consequente expansão do seu uso resultou em um número significativo de complicações clínicas (JEMT et al, 1992, JEMT; PETTERSON, 1993).

A conexão implante-intermediário depende também da fixação através de um parafuso de conexão, com torque pré-determinado pelo fabricante do implante. Para manter a estabilidade desta conexão, é importante que as forças resultantes da carga funcional não excedam a força de aperto do parafuso de conexão entre o implante e o intermediário (COELHO et al, 2007).

Ensaio mecânicos cíclicos e avaliações clínicas relatam que o afrouxamento ou fratura do parafuso de conexão implante-intermediário, como complicação comum em restaurações de implantes unitários de hexágono externo. Conforme a literatura revisada as chances dessa falha se manifestar podem variar de 6% para 49%, ocorrendo comumente a partir do 3º mês de uso, com as suas complicações apresentadas em até 24 meses de uso (JEMT et al., 1992; JEMT; LEKHOLM, 1993; HASS et al., 1993; BECKER; BECKER, 1995; BINON, 1996; LEVINE et al., 1997; BINON, 1998; BEHR et al., 1998; KARLSSON et al., 1998; ALTURKI et al., 2002; KHRAISAT et al., 2004).

A micro-movimentação do parafuso de retenção do intermediário pode acarretar soltura ou fratura do mesmo, ou até mesmo inviabilizar o tratamento protético devido a uma desadaptação do conjunto implante-intermediário-prótese podendo levar a proliferação de células inflamatórias no tecido mole adjacente, que por sua vez podem afetar os níveis de suporte do osso alveolar (BERGLUNDH et al., 2002; BROGGINI et al., 2003; BROGGINI et al., 2006; RICOMINI FILHO et al., 2010)

O parafuso não está protegido do *stress*, estando sujeito a cargas de flexão lateral e alongamento, que resultam na desadaptação da interface implante-intermediário, podendo ocasionar a perda do parafuso (RANGERT et al., 1997). Quando a conexão é externa e estreita, a vulnerabilidade do parafuso de conexão é decorrente da área limitada de conexão apresentando assim a presença de um

ponto de fulcro curto, que recebe o impacto das forças aplicadas (WEINBERG, 1993)

O sucesso de uma conexão aparafusada está diretamente relacionada com a pré-carga atingida no torque e a manutenção desta pré-carga com o tempo. Sugere-se que o afrouxamento do parafuso tem origem na separação entre o parafuso do pilar e superfícies, bem como os elevados níveis de tensões geradas ao longo dos parafusos (BARBOSA et al., 2008).

O metal utilizado nestes parafusos também tem influência na manutenção da pré-carga. Em um estudo com parafusos de intermediários, STÜKER et al. (2008), observaram que durante uma simulação da função mastigatória, o parafuso de ouro alcançou uma longevidade da interface implante-intermediário superior ao parafuso de titânio convencional e ao parafuso de titânio com superfície tratada .

Com a finalidade de melhor transmissão de forças aos parafusos de fixação, muitos sistemas de intermediários foram desenvolvidos para o edentulismo total. No entanto, para reabilitar coroas unitárias aparafusadas, dois sistemas protéticos para conexão de hexágono externo foram apresentados no final da década de 80: UCLA[®] (LEWIS et al., 1988) e o *EsthetiCone*[®] (LEWIS 1991).

O UCLA[®] surgiu a partir da necessidade de suprir as deficiências encontradas com a utilização dos intermediários de peças múltiplas em restaurações unitárias. Alguns dos primeiros casos clínicos de coroa unitária da época apresentavam como limitação um reduzido espaço interoclusal que impossibilitavam a utilização dos intermediários convencionais para edentulismo total. Visando também uma melhor estética e possivelmente uma melhor saúde dos tecidos peri-implantares, o UCLA[®], trazia como inovação a fixação da prótese diretamente à cabeça do implante, o que assegurava uma menor exposição da cinta metálica de titânio na cavidade oral. (LEWIS et al., 1988).

Os primeiros quatro anos de uso clínico do UCLA[®], foram reportados por Lewis et al. (1992). Os autores comentam que o uso da cinta metálica reduzida (1 mm) ao longo deste período não comprometeu a estética. O UCLA[®] apresenta duas configurações de base de assentamento, com e sem hexágono incorporado, e enfatizam que esse sistema anti-rotacional deve estar presente nas restaurações

unitárias prevenindo uma rotação da peça protética. Salientam ainda que a desadaptação da prótese pode resultar na soltura e fratura dos parafusos, possibilitando falhas do tratamento. Nas avaliações clínicas, o UCLA[®] atingiu uma taxa de sucesso de 92,3% para implantes maxilares e 100% para mandibulares, com uma taxa de sucesso total de 95,8%. As falhas foram associadas à osseointegração e não ao uso do intermediário. Desta forma, o UCLA[®] seria eficaz e capaz de resolver os problemas com o reduzido espaço interoclusal, reduzido espaço interproximal, e angulação desfavorável dos implantes.

Em 1991, Lewis, descreve um intermediário protético desenvolvido ainda nos anos 80, cuja principal característica era prover resultados estéticos mantendo os princípios básicos dos intermediários das próteses de múltiplos elementos, o *EsthetiCone*[®]. Diferentemente do UCLA[®], o *EsthetiCone*[®] faz uso de dois parafusos, um de fixação do intermediário ao implante, e outro de retenção da prótese ao intermediário. Este intermediário de titânio elaborado com variações no *design* conta ainda com a possibilidade de cintas metálicas variando 1 a 3 mm de altura, e também com dispositivos hexagonais antirotacionais para reduzir as chances de movimentação da prótese. O autor faz uma observação quanto a uma limitação do *EsthetiCone*[®], na qual mesmo sendo um intermediário desenvolvido para fins estéticos não consegue atingir resultados satisfatórios quando o implante está mal posicionado.

Uma avaliação clínica e multicêntrica do *Estheticone*[®] foi reportada por Kastenbaum et al. (1998). Após um acompanhamento de 3 anos, a taxa cumulativa de sucesso foi de 99,2% para maxila e 100% para mandíbula. Dentre as falhas encontradas e associadas ao *EsthetiCone*[®], encontravam-se relatos de fratura do parafuso do intermediário e parafuso da prótese, mas os autores enfatizam a facilidade de reparo neste sistema.

2.2 Dispositivos de Flexão Rotacional

Sabemos que os estudos clínicos controlados e randomizados são a melhor ferramenta para avaliar desempenho dos materiais odontológicos, mas são extremamente caros e necessitam de atenção especial no controle das diversas variáveis existentes. Os testes laboratoriais, por sua vez, podem caracterizar a performance dos implantes e componentes, na medida em que os expõe por meio de máquinas de testes à simulações clínicas com controle de variáveis, buscando uma aproximação com a situação real. A não existência de um único teste *in vitro* que tenha a capacidade de prever o desempenho clínico destas próteses, deu origem a diversas metodologias para testar mecanicamente implantes e seus componentes.

As propriedades mecânicas da maioria dos materiais dentários podem ser estudadas por testes monotônicos unidirecionais, com aplicação de *stress* em modo contínuo até que ocorra a fratura e a força máxima suportada seja registrada (WISKOTT et al., 1995, QUECK et al., 2006). Este ensaio mecânico pode ser realizado em corpos de prova assimétricos, como restaurações dentárias com pinos, núcleos e coroas, pontes fixas e conectores, além de sistemas adesivos dentinários.

Outra opção para testes de fadiga é a utilização da flexão rotacional, uma grande vantagem para espécimes simétricos que podem ser testados em uma taxa muito mais rápida do que os testes unidirecionais (QUECK et al., 2006). Além disso, o teste apresenta baixo custo, gera dados relevantes e fornece uma previsão mais realista de longevidade clínica (WISKOTT et al., 1995).

Ao contrário do que os resultados dos ensaios monotônicos, os dados de fadiga rotacional são gerados pela aplicação repetida de um esforço sobre uma amostra. Porém, pouco se sabe sobre aplicação de um *stress* rotativo, além do que os dados disponíveis sobre os dois testes de fadiga são difíceis de relacionarem uns com os outros devido a variações de procedimentos experimentais e análises de resultados.

Durante o ensaio rotativo, uma parte do corpo de prova é presa em um mandril, enquanto a outra recebe uma força transferida através de um rolamento.

Este ensaio de flexão rotativa resulta na aplicação de um *stress* cíclico, alternando momentos de tensão e compressão no interior da amostra (Figura 1).

Figura 1 - Representação do *stress* desenvolvido em cada amostra (Wiskott et al., 2007).

Os testes de fadiga promovem a criação de um gráfico, conhecido com curva S-N (Figura 2). No eixo das ordenadas encontra-se a força aplicada, e no eixo das abscissas o número de ciclos necessários para falhar. Como esperado, quanto maior o *stress* aplicado menor o número de ciclos para fracassar. É importante notar, que a depender do material esta curva pode apresentar um momento de estabilização na qual sua linha se torna paralela ao eixo do número de ciclos. Desta forma abaixo de um determinado limite de *stress* o material nunca sofrerá ruptura por fadiga (WISKOTT et al., 1995).

Figura 2 - Exemplo de um diagrama S-N. Para o material exemplificado, um *stress* de 225Mpa nunca sofrerá fadiga por ruptura. Retirado de Wiskott et al., 1995.

Outro princípio dos dispositivos de flexão rotacional é a exigência de que os espécimes testados e a rotação do motor sejam colineares, ou seja, simétricos apresentando superfícies paralelas que facilitem o seu posicionamento em rolamentos. Diante desta limitação, todos os estudos que serão comentados a seguir necessitaram de etapas prévias de adaptação do espécime em estudo, seja com elaboração de acessórios ou com etapas de enceramento, fundição e usinagem.

Como veremos no decorrer desta revisão, o teste com flexão rotacional tem sido usado para testar a longevidade dos sistemas restauradores de porcelana (LLOBELL et al., 1992), áreas de pânticos soldadas convencionalmente (WISKOTT et al 1991; BUTSON et al 1993; WISKOTT et al 1994; PRESS et al 2001), áreas de pântico soldadas a laser (LEE et al., 1997), convergência de preparos e cimentação (WISKOTT et al., 1996) e sistemas de intermediários protéticos (BASTEN et al., 1996; KHRAISAT et al., 2002; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009). É válido ressaltar que o nosso objetivo nesta revisão é conhecer a evolução deste tipo de teste e sua aplicabilidade na implantodontia, desta forma estudos cujo foco da pesquisa não sejam desta área foram apenas utilizados para descrever os dispositivos rotacionais utilizados.

Os primeiros estudos com flexão rotativa foram realizados para examinar as propriedades de fadiga de metais fundidos. Wilkinson e Haack (1958), Sutow et al. (1985), Hawbolt e MacEntee (1983) construíram seus próprios dispositivos no qual ligas metálicas foram fadigadas até a fratura, determinando suas propriedades de fadiga.

Nas últimas duas décadas, os estudos com dispositivos de flexão rotacional passaram a ser disseminados basicamente por 02 grupos de pesquisadores supervisionados por: H.W. Anselm Wiskott e Jack I. Nicholls.

Wiskott et al. (1991), com seu estudo com soldas de ouro-paládio, na qual descreve o funcionamento do seu dispositivo (Figura 3). Composto por um motor com velocidade de rotação de 1,167 Hz, a contagem dos ciclos era realizada por via eletrônica sendo encerrada quando o corpo de prova fraturasse. Os autores relataram a dificuldade de se obter dados com este dispositivo devido à utilização de uma frequência muito reduzida, com a qual o tempo necessário para concluir 10^5 ciclos durava cerca de um dia, podendo demorar até três meses para concluir 10^7

ciclos. O dispositivo de Wiskott et al. (1991) apresenta uma limitação na frequência do motor, sendo possível apenas aumentar para 2,5 Hz. Por fim os autores concluem que o modo de fratura dos seus espécimes neste tipo de teste ocorre de maneira similar ao da cavidade oral.

Fig. 2—Fatigue machine. S, specimen; C, lead shot container; M, motor; W, eccentric wheel; and R, connecting rod.

Figura 3 - Dispositivo de Flexão Unidirecional Rotacional de Wiskott et al. (1991) . S = espécime testado, C = carga aplicada M = motor.

Em 1992, Llobell et al., demonstram a utilização de um dispositivo de flexão rotacional em sistemas restauradores de porcelana. Os espécimes foram testados com aplicação 10,34 Mpa a uma frequência de 30 Hz. Esta máquina fazia uso de um rolamento que permitia aos espécimes rodar juntamente com o mandril do motor, enquanto a carga permanecia sempre no sentido vertical (agindo para baixo) (Figura 4). A carga aplicada criou um *stress* sinusoidal na interface dos sistemas restauradores. O dispositivo contava ainda com uma bomba de água que objetivava estabilizar a temperatura em 37°C. A contagem de ciclos e o sistema de interrupção era feita de maneira similar ao dispositivo de Wiskott et al. (1991). Nesta

pesquisa, os autores relatam que diante da limitação do tempo de pesquisa, surgiu a necessidade de criar um limite máximo de ciclos, o qual foi estabelecido em 2×10^6 . Os autores concluem que a combinação entre a frequência (30 Hz) e a carga aplicada (10,34 Mpa) produziu resultados satisfatórios para a avaliação da interface do sistema restaurador. Por fim, afirmam que as forças da mastigação resultam em uma combinação entre *stress* cíclico e deformação nas restaurações, como consequência, os testes de fadiga rotacional são clinicamente mais relevantes do que os testes estáticos.

Figura 4 - Esquema ilustrativo e fotografia do funcionamento do dispositivo de Llobell et al. (1992)

Buston et al. (1993) executou testes de flexão rotativa (Figura 5) para aplicar uma carga de 241,3 Mpa em soldas com 05 tipos de liga metálica. Neste dispositivo, a frequência de rotação do motor atingia 30 Hz e a contagem de ciclos era feita por um contador de feixes infravermelho auxiliado por um espelho rotativo. De maneira similar à máquina de Wiskott et al. (1991), esta máquina podia ser deixada sem vigilância durante o ensaio cíclico pois também contava com um interruptor de ciclos após a fratura do espécime. Os autores concluíram que apesar do nível de estresse correto a ser aplicado nas soldas ainda não ter sido estabelecido, este dispositivo serviu para avaliação da resistência a fadiga de ligas.

Figura 5 - Dispositivo de Flexão Rotativa de Butson et al. 1993. X = espécime testado, P = carga aplicada, Z = interruptor.

Em outro estudo com soldas de ligas metálicas, Wiskott et al. (1994), estabeleceram que para pesquisas com fadiga, o número de 10^6 ciclos deveria ser assumido como o limite inferior para estruturas dentárias. Os autores comentam que a estimativa da frequência da mastigação do ser humano seria em torno de 60 ciclos por minuto (1 Hz), o que demandaria 11,5 dias para completar o mínimo de 10^6 ciclos. Ressaltam ainda que aumentar esta frequência pode desviar os resultados quando comparados à clínica. Nesta pesquisa o dispositivo de 1991 foi atualizado (Figura 6), recebendo um contador de ciclos que fazia uso de um disco perfurado e interruptor ótico, além do *display* para visualização do número de ciclos e também com um dinamômetro para a realização do stress. Para aprisionar o corpo de prova, era utilizado um mandril de três dentes assim como Llobell et al. (1992) e Butson et al. (1993). A partir do diagrama S-N gerado para a solda de lida Ouro-paládio, os autores concluem que um aumento na frequência de ciclagem aumenta o seu limite de resistência.

Figura 6 - Dispositivo utilizado Wiskott et al. 1994 e esquema ilustrativo de seu funcionamento

Basten et al. (1996) foram os primeiros a utilizar o teste de flexão rotativa na implantodontia, e estudaram a performance de dois sistemas de implantes: *CeraOne*[®] e *EsthetiCone*[®]. No sistema *CeraOne*[®], a prótese era fixada diretamente sobre o implante através de um parafuso de ouro com aplicação de 32Ncm de torque. Já no outro sistema, o intermediário *EsthetiCone*[®] era fixado com um parafuso de ouro com 20 Ncm de torque, e a prótese era retida sobre ele com um parafuso de titânio e torque de 10 Ncm. Os implantes de hexágono externo foram incluídos com resina epóxica PL-2 em um cilindro de bronze. Nesta pesquisa, os autores buscavam verificar a importância de utilizar o torque recomendado pelo fabricante, e para isto utilizaram 3 tipos de torque: recomendado, recomendado - 20% e recomendado +20%. Ambos os componentes foram encerados e fundidos para adaptação ao rolamento, seguidos de cimentação com fosfato de zinco para fixação. O dispositivo utilizado é o mesmo de Llobell et al. (1992) e Buston et al. (1993), porém desta vez com a intenção de mimetizar a inclinação das cúpides, o posicionamento do espécime foi realizado a 30°. A frequência utilizada foi de 16Hz e aplicação de um *stress* de 70N. Como resultado, no sistema *CeraOne*[®], 10 implantes fraturaram entre 15000 e 676000 ciclos, os parafusos de ouro entre 169000 até 1492000 na região abaixo da cabeça, e um *CeraOne*[®] fraturou aos 271000 ciclos. No sistema com *EsthetiCone*[®], não ocorreram fraturas nos implantes e nem nos parafusos de ouro, apenas nos parafusos de titânio do intermediário com número máximo de ciclos de 96000. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os três tipos de torques para os dois sistemas. Os dados

gerados pelo teste de fadiga rotacional permitiram estabelecer onde a fratura é mais provável de ocorrer *in vivo*.

Figura 7 - Adaptação dos intermediários aos componentes da máquina de Basten et al. 1996. Implante incluído no cilindro de bronze, enceramento do corpo de prova e união ao rolamento.

Em 1996, Wiskott et al., utilizaram o seu dispositivo de flexão rotacional para avaliar o ângulo total de convergência dos preparos dentários e a cimentação com diferentes cimentos. Apesar dos princípios do teste serem os mesmos, os pesquisadores modificaram o aparelho anterior, com remoção do dinamômetro e passaram a utilizar barras de peso para exercer o *stress* (Figura 8).

Figura 8 - Foto do dispositivo de flexão rotacional de Wiskott et al. 1996, note a troca do dinamômetro pelo uso de barras de peso (letra B). Representação Esquemática Ilustrativa com as modificações.

Como Wiskott et al. (1996) também buscavam estabelecer o *stress* ideal para cada grupo, utilizaram uma carga inicial de 20N, e a cada teste ampliavam 2N se não houvessem falhas, caso contrário reduziam 2N. Este procedimento é denominado “*Staircase Analysis*”, e define o nível de força em que 50% dos exemplares sobrevivem a 10^6 ciclos e 50% falham (Figura 9). Ao fim houve variações no *stress* de 9,07 a 43,9N para cada grupo.

Figura 9 - Exemplo de *Staircase Analysis* realizada por Wiskott et al. (1996). Quando o corpo de prova é representado por esfera obteve sucesso, caso contrário era representado por quadrado.

Neste dispositivo de Wiskott et al. (1996) foi adicionado também um gotejador de água na mesma filosofia de Llobell et al. (1992). O novo motor desta pesquisa permitia ser configurado a 16,67Hz e o limite máximo de 10^6 ciclos foi estabelecido (18 horas). Os autores justificaram o aumento da frequência em decorrência do tempo que haviam gastado por corpo de prova quando utilizaram 1Hz, mas advertem que o padrão de falhas podem ser diferentes. O dispositivo conseguiu demonstrar a diferença de comportamento entre os cimentos utilizados e os ângulos dos preparos, bem como o comportamento às forças laterais.

Utilizando o mesmo dispositivo de Llobell et al. (1992), Butson et al. (1993) e Basten et al. (1996), Lee et al. (1997) estudaram soldas a laser (Figura 10). A carga aplicada ao centro do rolamento associada ao braço de alavanca gerava um *stress* na solda de 241,4 Mpa. A frequência utilizada foi de 30 Hz. O teste permitiu descrever a localização das falhas, e caracterizar o comportamento desta solda na aplicação de fadiga. Neste aparelho também foi realizado a pesquisa de Press et al. (2001) com adesividade na superfície de pinos cerâmicos, utilizando a mesma metodologia, com *stress* de 241,1 Mpa a uma frequência de 30 Hz. Os autores inferem que os resultados são compatíveis com o teste desenvolvido pela máquina de flexão rotativa.

Figura 10 - Aplicação do dispositivo de flexão rotacional em soldas a laser (Lee et al., 1997) a esquerda e na adesividade de pinos cerâmicos a direita (Press et al., 2001)

O ensaio de flexão rotativa aplicado em implantes e componentes foi mais uma vez realizado em 2002 por Khraisat et al. Este estudo foi desenvolvido para avaliar o modo de falhas de dois sistemas de implantes para coroas unitárias: Brånemark® (conexão de hexágono externo) e ITI® (conexão cônica interna). Sete implantes de 10 mm de cada grupo foram incluídos em resina acrílica com as distâncias especificadas na figura 11. Para o grupo com hexágono externo, foi utilizado um parafuso de ouro com torque de 32 NCm para fixar o CeraOne®. Já o grupo de cone interno, o próprio intermediário foi fixado com 35 NCm. Os análogos da prótese foram encerados, fundidos com liga áurea tipo IV, torneados, polidos e cimentados com fosfato de zinco sobre os intermediários.

Figura 11 - Foto e Ilustração esquemática do corpo-de-prova utilizado por Khraisat et al. 2002.

Com exceção de Basten et al. (1996) e deste estudo de Khraisat et al. (2002) que angularam o motor do dispositivo em 30°, todos os estudos anteriores utilizaram a aplicação do *stress* perpendicular ao solo (90°). O dispositivo de Khraisat et al. aplicava um *stress* de 200N, e devido a inclinação gerava uma resultante de 100N. Como o espécime recebia a força com braço de alavanca de

11,5 mm gerava um momento de força de 1150 Nmm. A máquina também contava com sensores de desligamento permitindo a contabilização do número de ciclos até a falha. A frequência utilizada era de 1,25 Hz, e para simular 6 anos em função foi estabelecido um número máximo de $1,8 \times 10^6$ ciclos. Os autores observaram que o grupo de hexágono externo falhou entre os $1,18 \times 10^6$ e $1,73 \times 10^6$ ciclos, e o grupo de cone interno não apresentou falhas.

A zona crítica nas amostras que falharam no estudo de Khraisat et al. (2002) foi a junção da parte sem rosca e a rosca do parafuso (Fig. 12). Estas fraturas foram localizadas cerca de 3 mm a partir da face superior dos implantes Brånemark®. Os autores relatam que as diferenças de diâmetro entre estas partes do parafuso causam concentração de tensão na junção, resultando na iniciação de trincas de fadiga, que se propagam até a completa fratura catastrófica. Já na conexão cônica, a fricção de travamento do pilar ao implante com um *gap* inferior a 10 µm pode eliminar a vibração e micromovimentação do parafuso do pilar, o que impediu o intermediário de inclinar, protegendo desta forma o parafuso do *stress* excessivo.

Figura 12 - Local de fragilidade no parafuso de ouro do grupo de hexágono externo na pesquisa de Khraisat et al. 2002.

Em uma breve comparação aos resultados de Basten et al. (1996), Khraisat et al. (2002) verificaram que as diferenças nos resultados do grupo que utilizou o CeraOne® podem estar associados a diversos fatores da diferente metodologia, mesmo utilizando o mesmo teste de flexão rotativa, a saber: braço de alavanca, *stress* aplicado, pontos de suporte diferentes e material de inclusão do implante. Sugerem ainda, que estudos sobre a cimentação nos dois sistemas

podiam ser realizados, uma vez que não houveram falhas neste aspecto em nenhum grupo.

Wiskott et al. (2004) avaliaram a resistência de cinco tipos de componente protéticos em implantes de conexão cônica interna (ITI®-Straumann) em teste de flexão rotacional (Figura 13). Da mesma forma que o seu estudo de 1996, os autores realizaram uma “*Staircase analysis*”. Os estudos anteriores mostraram que os implantes não deveriam ser fixados diretamente no mandril. Sob essas condições, o pescoço dos implantes quebrou devido a concentração de tensões na interface implante-mandril. Como solução, os implantes foram fixados por uma bainha de acetato de 1 mm. Os espécimes foram girados a 16,7 Hz e um máximo de 10^6 ciclos. Este estudo demonstrou a resistência superior dos componentes parafusados em relação aos cimentados. Os componentes cerâmicos resistiram quase tão bem ao teste quanto os de metal.

Figura 13 - Corpos de prova utilizados no estudo de Wiskott et al. 2004

Avaliando o desempenho de sistemas de implantes para coroas unitárias sob flexão rotacional, Queck et al. (2006) utilizaram o intermediário *CeraOne*® (*Nobel Biocare*) em implantes de mesmo comprimento mas com três tamanhos de plataformas diferentes (larga, regular e estreita). Para todos os grupos, os componentes protéticos foram fixados com 3 tipos de torque: recomendado, recomendado +20% e recomendado -20%. Os implantes foram incluídos com resina

epóxica PL-2 em um suporte de bronze, e este conjunto era preso a um mandril de 3 pinças (Figura 14). O motor era angulado a 45° e girava a uma frequência de 14 Hz com limite máximo de 5×10^6 ciclos. O *stress* aplicado era de 21 N, que devido a um braço de alavanca de 2,37 cm produzia um momento de força de 35 N no corpo de prova. Os autores concluem que não houve diferença quanto ao torque aplicado. Sugerem que o parafuso do intermediário não é a única parte propensa a falhas, e assim os implantes estariam sujeitos a fraturas, uma vez que o implante de menor diâmetro (3,3) ofereceu uma menor resistência à fadiga rotacional quando comparado aos tamanhos maiores (3,75 e 5,0).

Figura 14 - Foto lateral do dispositivo de Queck et al. (2006) e representação esquemática do funcionamento.

Para avaliar a resistência de cinco configurações do sistema de implante do *Replace Select*[®] (*Easy abutment*[®], *Easy abutment*[®] sem antirotational, *Multi-unit*[®], *Esthetic Alumina*[®] e *Esthetic Zirconia*[®]) e comparar com os valores da *Straumann*[®] (WISKOTT et al., 2004). Wiskott et al. (2007) realizaram novamente uma “*Staircase analysis*” com flexão rotacional. Os corpos de prova (Figura 15) foram montados conforme a figura 16 e a máquina de testes foi configurada com os mesmos parâmetros do estudo anterior.

Figura 15 - Representação esquemática das configurações testadas do sistema de implantes do *Replace Select* (Wiskott et al., 2007)

Figura 16 - Representação esquemática de montagem do teste com flexão rotativa Wiskott et al. (2007)

Wiskott et al. (2007) concluíram que a resistência dos intermediários cerâmicos e do *MultiUnit*[®] foram aproximadamente 20% menor que a dos *Easy Abutments*[®]. O mecanismo antirotacional não modificou a resistência mecânica. A Resistencia do *Easy abutment*[®] foi aproximadamente 20% maior do que os intermediários do seu equivalente no sistema da *Straumann*[®].

Em 2008, Queck et al., testou a influência do torque em quatro sistemas de implantes (*Brånemark-CeraOne*[®]; *3i Osseotite-STA abutment*[®]; *Replace Select-Easy abutment*[®]; e *Lifecore Stage-1-COC*[®]). Os autores utilizaram o mesmo dispositivo de 2005 e mantiveram as mesmas configurações do teste. Foram utilizados cinco conjuntos de implante e intermediário para cada torque, resultando em 15 amostras para cada tipo de implante. Para todos os grupos não houveram diferença no torque aplicado e na resistência a fadiga, exceto no grupo do sistema 3i com torque +20% e -20% do recomendado. Dos 15 espécimes no sistema Brånemark, um parafuso do intermediário e dois implantes fraturaram; nas amostras do 3i, 5 parafusos e 4 implantes fraturaram; no sistema do *Replace* apenas 1

implante fraturou; e no sistema *Lifecore Stage-1* foram 5 parafusos que fraturaram. Os autores concluíram que o desempenho do conjunto implante-intermediário nos testes de flexão rotacional é dependente do *design*, o qual pode modificar a localização das falhas. Além disso, se a interface implante-intermediário se mantiver estável durante o teste, o ponto mais fraco passa a ser a parte mais frágil do implante (Figura 17).

Figura 17 - Radiografia periapical de um sistema de implante 3i demonstrando região de fragilidade no implante.

Uma avaliação da resistência a fadiga de intermediários cerâmicos foi realizada por Nguyen et al. (2009). Os autores fizeram uso do dispositivo utilizado nos estudos de Queck et al. E mantiveram as mesmas configurações, com exceção de uma frequência de 10 Hz. 29 das 50 combinações de implante-intermediário apresentaram falhas em pelo menos um componente, dentre elas foram 18 fraturas em intermediários, 7 fraturas em implantes, e 16 fraturas de parafusos protéticos. Em testes de fadiga rotacional, os autores concluíram que intermediários de zircônia são dependentes do diâmetro, e o modo de falha varia de acordo com as características do seu *design*.

Recentemente, Ferreira (2010), desenvolveu em Bauru (SP-Brasil) um dispositivo de flexão rotacional, baseado nos princípios das máquinas de testes aqui descritos, porém visando um dispositivo capaz de executar inúmeras combinações de ensaios de fadiga rotacional, mantendo uma pequena dimensão e custos de confecção reduzidos (Figura 18).

Figura 18 - Vista frontal do dispositivo de flexão rotativa desenvolvido por Ferreira (2010).

O dispositivo de Ferreira (2010) apresenta um motor que permite uma regulação da frequência utilizada, podendo atingir uma rotação máxima de 133 Hz. Este motor é fixado a 45° em relação ao solo e conta com um mandril em aço com uma perfuração de diâmetro exato ao receptáculo do corpo de prova e um parafuso lateral para fixação deste receptáculo no seu interior (Figura 19). Para realizar o *stress*, é necessário conectar o corpo de prova a um rolamento, e este ao seu suporte, que fará a conexão com a carga. O bloco de carga é personalizável, apresentando um compartimento para a colocação de pesos de chumbo. O espécime testado ao falhar derruba esta carga sobre um interruptor que corta a energia do motor. Para a realização da contagem de ciclos, este dispositivo faz uso de um sensor de efeito Hall, que marca os ciclos através da variação dos campos eletromagnéticos. Este sensor então emite o número de ciclos em um *display* de LCD com oito dígitos.

Figura 19 - Esquema ilustrativo do funcionamento do dispositivo de Ferreira (2010).

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa teve como objetivo geral avaliar o funcionamento do dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010) e os seus efeitos sobre os sistemas UCLA® e *EsthetiCone*® para implantes unitários do tipo hexágono externo.

Desta forma, os objetivos específicos foram:

- a) Quantificar os ciclos necessários para fraturar os componentes com ensaio de flexão rotativa.
- b) Mensurar o torque de remoção dos espécimes sobreviventes após ensaio de flexão rotativa.
- c) Analisar microscopicamente os implantes e seus componentes após ensaio de flexão rotativa.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Implantes e componentes testados

Para a realização deste estudo foram utilizados 10 corpos de prova, distribuídos da seguinte forma:

Tabela 1 - Implantes e componentes testados distribuídos por grupo.

Grupo	Componentes testados	Código do Fabricante
A (n=5)	Implante Titamax Ti Hexágono Externo (4.1) 3,75x11,0 mm	109.583
	Munhão personalizável (4.1)	114.030
	Parafuso Sextavado Neotorque	116.180
B (n=5)	Implante Titamax Ti Hexágono Externo (4.1) 3,75x11,0 mm	109.583
	Pilar Cônico SF (4.1) (Altura 2mm)	115.193
	Cilindro em titânio do Pilar Cônico Anti-rotacional (4.1)	118.107
	Parafuso Neotorque do Cilindro do Pilar Cônico	116.231

Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil.

Figura 20 - a) Implante Titamax Ti Hex. Externo, b) Munhão personalizável c) Pilar Cônico SF d) Cilindro em titânio do Pilar Cônico Anti-rotacional e) Parafuso do cilindro f) Parafuso do munhão g) Parafuso do Pilar Cônico. Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil.

O munhão personalizável da empresa Neodent[®] segue os princípios mecânicos e funcionais do pilar protético UCLA[®] (LEWIS et al., 1988), e o pilar cônico também da Neodent[®] adota o modelo do *EsthetiCone*[®] (KASTENBAUM, 1992). A figura 21 demonstra esquematicamente a diferença entre a composição do grupo A e B, na qual no primeiro contamos apenas com um parafuso para reter a prótese e no B com dois parafusos.

Figura 21 - Esquema ilustrativo da montagem dos corpos de prova dos grupos A e B.

4.2 Confeção do corpo de prova

Visando a adaptação dos componentes protéticos no dispositivo, os dois modelos foram mensurados com auxílio de um paquímetro digital (*Mitutoyo Digital*, Cod, 500-143b) e suas medidas foram estudadas (Figura 22).

Figura 22 - Corte longitudinal do Cilindro do *EsthetiCone*® e do UCLA® (com medidas expressas em milímetros).

Para o correto funcionamento do teste de flexão rotativa, os componentes protéticos necessitam de superfícies planas e paralelas, o que permitirá um alinhamento colinear com os demais integrantes do dispositivo. Além disso, o diâmetro desses componentes deve ser compatível com o rolamento utilizado HCH 695 2RS, com diâmetro interno de 5 mm (Figura 23).

Figura 23 - Rolamento HCH 695 2RS.

Ambos os componentes precisaram de uma adequação para que pudessem ser acoplados ao rolamento. O UCLA[®] apresentava um diâmetro superior ao do rolamento, tanto na parte de maior diâmetro (5,7 mm) como no menor (5,2 mm) (Figura 24).

Figura 24 - O traço pontilhado representa a quantidade de desgaste necessária para adaptação do diâmetro do UCLA[®] ao diâmetro interno do rolamento (5mm).

Desta forma esse componente foi usinado em um Torno Mecânico (Marca: Nardini, Modelo Mascote) sob comando de um profissional devidamente treinado (Figura 25).

Figura 25 - Torno Mecânico (Marca: Nardini, Modelo Mascote)

Para manter a precisão da ponta de corte, sem perder o eixo de alinhamento dos componentes usinados, se fez necessário a fixação do mesmo entre uma placa com 3 castanhas e uma contra-ponta giratória (Figura 26).

Figura 26 - a) Contra-ponta giratória b) Ponta de corte c) UCLA[®] sobre análogo do implante de hexágono externo devidamente fixado na placa do torno.

A ponta de corte promove o desgaste do titânio do UCLA[®], reduzindo uniformemente toda a estrutura até atingir os 5 mm de diâmetro, com faces paralelas, e confeccionando-se um batente para o rolamento (Figura 27).

Figura 27 - a) Processo de usinagem do pilar b) UCLA[®] pronto para adaptação ao rolamento, detalhe do batente para o rolamento.

Diferentemente do UCLA[®], o cilindro do *EsthetiCone*[®] apresentava diâmetro menor do que o diâmetro interno do rolamento (Figura 28).

Figura 28 - Cilindro do *EsthetiCone*[®] com diâmetro menor do que o rolamento. Observe o espaço existente entre o cilindro e o rolamento assinalado pela seta vermelha em ambos os lados.

Para contornar esta situação, optou-se pela sobrefundição de um análogo de prótese, confeccionado com liga Cobre-Alumínio, planejada para apresentar um diâmetro uniforme de 6 mm, ao qual será posteriormente usinada com os cuidados já mencionados (Figura 29)

Figura 29 - Planejamento da sobrefundição em Cobre-alumínio do cilindro do *EsthetiCone*[®]

Previamente à fundição foi confeccionado um padrão de cera com auxílio de um tubo metálico (Figura 30a). O tubo serve apenas de modelo do padrão de cera, e foi adaptado sobre o cilindro do *EsthetiCone*[®] (Figura 30b e 30c).

Figura 30 - a) tubo metálico com dimensões aproximadas do futuro padrão de cera b) análogo do *EsthetiCone*[®] conectado ao cilindro c) conjunto final pronto para duplicação em cera.

Em seguida, o conjunto foi inserido dentro de um pote de acrílico, que serviu como moldeira (Figura 31a). Iniciou-se o processo de duplicação, colocando silicone laboratorial (Zetalabor[®], Zhermark) dentro do pote de acrílico (Figura 31b), em seguida posicionou-se o conjunto a ser moldado (figura 31c). Após o material tornar-se rígido, removeu-se o tubo metálico. A partir deste momento, o análogo ficou retido no interior do silicone.

Figura 31 - a) Teste do conjunto no pote de acrílico b) Pote de acrílico com silicone laboratorial c) colocação do conjunto a ser moldado d) Aspecto final com a remoção do tubo metálico. Note o análogo e o cilindro do *EsthetiCone*[®] retido no interior do silicone.

Com o molde pronto, partimos para a confecção do padrão em cera, colocando uma parte da haste plástica do cotonete para proteger o orifício do cilindro do pilar cônico (Figura 32a). A Cera Rosa 7 (Wilson, Polidental, Brasil) foi liquefeita, e despejada dentro do orifício do molde (Figura 32b). Em seguida removeu-se a haste (Figura 32), e já com o parafuso do cilindro solto, remove-se o padrão em cera no cilindro do *EsthetiCone*[®] pronto para fundição (Figura 32d).

Figura 32 - Demonstração do enceramento do corpo de prova. a) molde b) cera liquefeita dentro do molde c) cera endurecida d) corpo de prova encerado.

O padrão de cera é maior que o diâmetro interno do rolamento, visando a existência de material excedente no padrão fundido para ser usinado (Figura 33).

Figura 33 - Diferença entre o padrão de cera e o diâmetro interno do rolamento.

O padrão em cera é fundido, note a qualidade rudimentar da superfície do cilindro após a fundição (Figura 34a), aspecto diferente da lisura e paralelismo garantidos após a usinagem (Figura 34b).

Figura 34 - Cilindro do *EsthetiCone*[®] após a fundição (a) e após a usinagem (b).

Com os componentes protéticos usinados, iniciou-se a prensagem no rolamento através de uma prensa hidráulica (MacDental, 2Ton.F). Os componentes protéticos apresentam umbatente, evitando neste momento que o rolamento ultrapasse-o (Figura 35).

Figura 35 - a) Prensa hidráulica b) rolamento posicionado sobre componente protético c) Rolamento acoplado ao UCLA[®].

Após a adequação dos corpos de prova, segue-se para a instalação do implante ao seu receptáculo (Figura 36), posicionando sobre uma perfuração de 3,75 milímetros com auxílio de um montador. Essa perfuração permitirá que cada implante seja adaptado até que as espiras estejam cobertas, o que corresponderá ao nível de suporte ósseo. Este procedimento também irá garantir que todos os implantes sejam colocados concetricamente e com uma profundidade padronizada. Os implantes recebem um torque de 45 NCm para assegurar sua fixação no receptáculo.

Figura 36 - Receptáculo do implante e instalação com montador.

Fixou-se o conjunto intermediário-rolamento ao implante (figura 37). Todos os parafusos foram apertados com o torque indicado pelo fabricante (Tabela 3) através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (*Nobel Biocar Torque Controller*™, Gotemburgo, Suécia).

Figura 37 - Componente protético fixado sobre o receptáculo do implante.

Tabela 2 - Torque Recomendado pelo Fabricante

Componente	Torque
Parafuso Sextavado Neotorque para Munhão personalizável (4.1)	32 NCm
Pilar Cônico SF (4.1) (Altura 2mm)	20 NCm
Parafuso Neotorque do Cilindro do Pilar Cônico	10 NCm

Fabricante: Neodent - Implante Osteointegrável, Curitiba, Brasil

Com o conjunto implante-intermediário-rolamento montado, adapta-se ao suporte do rolamento (Figura 38).

Figura 38 - a) Porta rolamento vazio b) e c) com o espécime acoplado

Finalmente o espécime estará apto a conectar-se no dispositivo de flexão rotacional, unindo o receptáculo do implante ao motor, e aprisionando o peso ao suporte do rolamento (Figura 39).

Figura 39 - Montagem final do espécime no dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010).

4.3 Configuração do Dispositivo de Flexão Rotativa

O dispositivo desenvolvido por Ferreira (2010) foi o utilizado para o teste de flexão rotativa deste trabalho. A força aplicada foi de 29,42 N em uma angulação de 45° ao longo eixo de cada espécime (Figura 40). O dispositivo estava configurado em uma frequência de aproximadamente 18Hz.

Figura 40 - Representação esquemática do funcionamento do dispositivo.

É necessário padronizar também o comprimento do braço de alavanca existente entre o centro do suporte do rolamento e a plataforma do implante, sendo nesta pesquisa utilizada a distância de 0,65 cm (Figura 41).

Figura 41 - Comprimento do braço de alavanca constante em 0,65 cm

Um dos princípios deste teste é a exigência de que os implantes, os componentes protéticos, e os acessórios do dispositivo sejam colineares, possibilitando assim uma rotação de todo o conjunto em um mesmo eixo longitudinal (Figura 42)

Figura 42 - Todas as peças giravam em torno de um mesmo eixo longitudinal.

O sentido de rotação utilizado pelo motor é o mesmo do apertamento dos componentes protéticos e instalação do implante.

A máquina tem um contador de ciclo automático e um interruptor de desligamento automático debaixo da cesta da carga do teste. Quando o espécime do teste falhar (fraturar ou soltar), a carga cai e pressiona o interruptor de desligamento. Assim, o motor interrompe o funcionamento, e o seu contador de ciclos. (Figura 43).

Figura 43 - Detalhamento do dispositivo de flexão rotativa.

4.4 Limite Máximo de ciclos para ensaio de flexão rotativa

As especificações para os testes de implantes por fadiga de carga rotacional do FDA Americano (Food and Drug Administration), Centro para Dispositivos e Saúde Radiológica, foram seguidas (QUECK et al., 2006). Estas especificações indicam que o teste dos espécimes intermediário protético-implante que não se submetem a testar a fadiga de corrosão deve ser submetido às condições de carga de fadiga em temperatura controlada a 20°C para um máximo de 5×10^6 ciclos. Isto excede o máximo de 1×10^6 ciclos recomendados por Wiskott e colaboradores para testes de fadiga, equivalente a uma vida de serviço de 4 anos. Desta forma, o teste de fadiga foi realizado em sala climatizada em 20°C, respeitando-se as especificações de teste da FDA, com limite máximo de ciclos para o teste de 5×10^6 ciclos. O mesmo operador executou a preparação e os testes de todos os espécimes do estudo.

4.5 Avaliação do torque de remoção

Para os espécimes que não fraturaram ou soltaram por completo, foram mensurados o torque de remoção através de um dispositivo eletrônico de controle de torque (Nobel Biocar Torque Controller TM, Gotemburgo, Suécia) (Figura 44). A função de torque retrógrado permite estabelecer o torque dentro de 5 faixas de valores:

0-10 NCm	10-20 NCm	20-32 NCm	32- 45 NCm
----------	-----------	-----------	------------

Figura 44 - Torquímetro digital

4.6 Microscópio Eletrônico de Varredura

Após a realização dos ensaios de fadiga, os implantes, componentes protéticos e parafusos foram analisados através de um microscópio eletrônico de varredura (Faculdade de Odontologia de Bauru, FOB-USP).

5 RESULTADOS

Nenhum corpo de prova dos dois grupos sofreu fratura ou soldura de nenhum componente protético até o limite de 5×10^6 ciclos. Desta forma, todos foram submetidos à avaliação do torque de remoção. Os valores do torque e a descrição do teste para cada grupo estão expostos nas tabelas 4 e 5.

Tabela 3 - Número de Ciclos e torque de remoção para o grupo A

GRUPO A Implante de Hexagono Externo + UCLA®			
	CICLOS PARA FALHAR	FRATURA/SOLTURA	TORQUE DE REMOÇÃO
			Parafuso de fixação (Inicial=32NCm)
A1	> 5,000,000	Ausente	10-20NCm
A2	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm
A3	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm
A4	> 5,000,000	Ausente	10-20NCm
A5	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm

Tabela 4 - Número de Ciclos e torque de remoção para o grupo B

GRUPO B Implante de Hexagono Externo + <i>EsthetiCone</i> ®				
	CICLOS PARA FALHAR	FRATURA/SOLTURA	TORQUE DE REMOÇÃO	TORQUE DE REMOÇÃO
			Parafuso de Retenção (Inicial=10NCm)	Parafuso de fixação (Inicial=20NCm)
B1	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm	0-10NCm
B2	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm	0-10NCm
B3	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm	10-20NCm
B4	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm	0-10NCm
B5	> 5,000,000	Ausente	0-10NCm	0-10NCm

Com a mensuração do torque de remoção concluída, os corpos de prova foram submetidos ao Microscópio Eletrônico de Varredura, sendo os mais representativos demonstrados a seguir.

Figura 45 - Imagens do hexágono externo do implante não submetido a ciclagem (A1 a A4). Imagens do hexágono externo do implante sobrevivente aos 5×10^6 ciclos (B1 a B4), na qual se observa poucos danos à superfície, mas sem perder as linhas vivas dos ângulos.

Figura 46 - Imagens das roscas de implante não submetido a ciclagem (A1 a A3). Imagens das roscas de implante sobrevivente aos 5×10^6 ciclos (B1 a B3) na qual se observam ângulos nítidos com poucos danos à superfície decorrentes da conformação do implante ao receptáculo.

Figura 47 - Imagens do parafuso do UCLA[®] (A1 e A2), do parafuso do *EsthetiCone*[®] (B1 e B2). Ambos sobreviventes aos 5×10^6 ciclos apresentando ângulos nítidos e com danos reduzidos à superfície.

Figura 48 - Imagens do hexágono antirotacional do UCLA[®] (A1 a A3), e do *EsthetiCone*[®] (B1 a B3).
Ambos sobreviventes aos 5x10⁶ ciclos, com poucos danos à superfície.

6 DISCUSSÃO

O uso de dispositivos de flexão rotativa na odontologia é consagrado na literatura (WISKOTT et al., 1991; LLOBELL et al., 1992; BUTSON et al., 1993; WISKOTT et al., 1994; WISKOTT et al., 1996; BASTEN et al., 1996; LEE et al., 1997; PRESS et al., 2001; KHRAISAT et al., 2002; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009). Mas é importante salientar que este é o primeiro estudo desenvolvido com o dispositivo de Ferreira (2010),

Este dispositivo tem como peculiaridade o fato de ser o único dispositivo brasileiro, e conforme revisão de literatura também apresenta suas configurações (ângulo de 45°, frequência de 18 Hz, Carga de 29,42 N) próximas aos padrões dos dispositivos de flexão rotativa estabelecidos, desenvolvidos e aperfeiçoados por H.W. Anselm Wiskott e Jack I. Nicholls ao longo das ultimas duas décadas.

Os nossos resultados demonstram uma taxa de 100% de sucesso, na medida em que os nossos espécimes concluíram 5×10^6 ciclos, o equivalente a 20 anos em função, e não houveram falhas críticas (fratura ou solda) em nenhum componente seja no implante ou no componente protético. A elevada taxa de sucesso encontrado neste ensaio mecânico situa-se próxima à taxa de sucesso acima de 95% encontrada em avaliações clínicas executadas com estes componentes (LEWIS, 1992; KASTENBAUM et al, 1998).

Os testes mecânicos aplicados na implantodontia visam procurar o elo fraco de cada sistema especulando o local com maior chance de fraturar *in vivo* (BASTEN et al., 1996; QUECK et al., 2008). Diante da ausência de fadiga das amostras nos nossos testes associada ao reduzido grau de deformação visualizado nas imagens do Microscópio Eletrônico, questionou-se a efetividade da força aplicada. A realização de uma *Staircase Analysis* (WISKOTT et al., 1996) poderia confirmar se o nível de força utilizado para estes componentes foi o ideal, uma vez que esta avaliação permite descobrir o *stress* em que 50% dos exemplares sobrevivem a 10^6 ciclos e 50% falham.

A força aplicada neste ensaio não foi suficiente para fraturar e nem deformar de forma expressiva nenhum corpo de prova, possivelmente por utilizar um

menor momento de força. É válido ressaltar a diferença entre os conceitos de Força e Momento de força. O primeiro é o fruto do produto entre uma massa (Kg) e uma aceleração (m/s^2), ($F=m.a$) sendo o produto graduado na unidade de Newtons (N). Define-se o momento de uma força (MF) em relação a um eixo de rotação, como o produto do módulo da força (F) pela distância (d) entre o seu ponto de aplicação e o eixo e pelo seno do ângulo (α) formado entre a direção da força e a distância referida, ou seja, $MF = F.d.\text{Sen}\alpha$.

O bloco de carga nesta pesquisa foi completamente preenchido com 3 kg de chumbo, o mesmo utilizado em material de pesca e/ou caça. Esta massa, considerando uma aceleração da gravidade de aproximadamente $9,80 m/s^2$ para o município de Bauru (Estado de São Paulo), desenvolve uma força Peso de 29,42 N.

Para entender o Momento de Força na atual configuração do dispositivo de flexão rotativa de Ferreira (2010), observe que utilizando as variáveis demonstradas na Figura 49, a força de 29,42 NCm executa um momento de força de 13,39 NCm.

Figura 49 - Cálculo do momento de força do dispositivo de Ferreira (2010).

O momento de força 13,39 NCm é menor que a média da força oclusal máximo posterior de prótese fixa suportada por implantes (35 a 330 NCm) (MERICSKE-STERN; ZARB, 1996). A partir do trabalho de Wiskott et al. (1991) é evidente que um menor nível de *stress* aplicado, proporcionará uma vida de fadiga aumentada, o que poderia justificar o sucesso dos testes realizados nesta pesquisa.

Visando enquadrar o momento de força aplicado nos corpos de prova no dispositivo de Ferreira (2010) dentro da média de força supracitada, os futuros estudos podem ampliar o compartimento de carga e/ou modificar o suporte do rolamento.

Para aumentar a massa da carga é necessário expandir as medidas do seu compartimento, o que consequentemente exigiria uma reformulação do sistema de suporte do motor, modificando a altura e largura das suas hastes verticais (Figura 50).

Figura 50 - a) Foto frontal do compartimento de carga do dispositivo de Ferreira (2010) com destaque para hastes verticais. b) Esquema adaptado de Ferreira (2010), m=suporte do motor, hv=hastes verticais, a=interruptor, c= caixa de controle, b=base.

Já o atual suporte do rolamento (Figura 51), poderia seguir o mesmo modelo proposto por Queck et al. (2006), no qual uma extensão para trás e para baixo projeta virtualmente o vetor componente da força lateral para 2,37 cm à frente da interface implante-intermediário protético, ampliando a efetividade da força carga de 21 NCm do seu estudo em um momento de força de 35 NCm (Figura 52).

Figura 51 - Vista lateral do suporte do rolamento do dispositivo de Ferreira (2010)

Figura 52 - Modificação do suporte do rolamento desenvolvido no dispositivo de Queck et al. (2006).

Note projeção da força lateral para uma distancia de 2,37cm, representado pela letra “d” na foto.

Além da sobrevida similar dos dois grupos estudados ao longo dos 5×10^6 ciclos, observou-se um comportamento na redução do torque, com perda de pelo menos 10 Ncm, exceto para o parafuso do cilindro protético do *EsthetiCone*[®]. Apesar desta diminuição do torque, não houve um afrouxamento suficiente destes parafusos de fixação que permitisse o desenvolvimento de algum grau de mobilidade tanto para o UCLA[®] quanto para o *EsthetiCone*[®]. Devido à grande amplitude de valores do sistema de mensuração do torque final, por trabalhar em

faixas e não em valores absolutos, não podemos afirmar que o parafuso de retenção deste cilindro não teve redução no torque. Mensurações mais precisas do torque como descrito por Stüker et al. (2008) podem ser utilizadas nos futuros estudos. Outro aspecto que deverá melhor ser compreendido, é o possível efeito protetor resultante do posicionamento dos parafusos do cilindro dentro do rolamento, o que reduz o braço de alavanca e o momento de força recebido por este componente (Figura 53).

Figura 53 - Estudo do posicionamento dos parafusos do cilindro dentro do rolamento. Implante(Vermelho), Estheticone(Verde), Cilindro (Amarelo), Parafuso do cilindro (Azul).

As diferenças no *design* e no material dos parafusos do intermediário podem também modificar o resultado nos ensaios mecânicos (QUECK et al., 2006). Os estudos de Stüker et al. (2008) demonstraram que o parafuso de ouro mantém uma pré-carga maior que o parafuso de titânio. No presente estudo foi utilizado o parafuso Neotorque[®] (Neodent), e segundo informações do fabricante contém uma aplicação de uma fina película com base em carbono que promove menor coeficiente de atrito resultando em aumento da pré-carga. Estudos comparando a diferença na manutenção da pré-carga em parafusos com superfície de ouro, titânio ou carbono não foram encontrados até o término deste trabalho.

O afrouxamento dos parafusos protéticos foi relatado como um dos fatores observados antes da fratura de implantes (ECKERT et al., 2000; QUECK et al., 2006). Pode-se presumir então que os pacientes devem procurar tratamento

desta complicação protética de afrouxamento dos parafusos antes que ele possa avançar para a sua fratura ou do implante.

Quanto a ausência de fraturas no intermediário, Queck et al. (2006), ressalta que a utilização de análogos de prótese em bronze como o utilizado nesta pesquisa efetua um efeito protetor, eliminando assim a possibilidade de falhas neste componente. A solicitação de componentes fabricados especialmente para a adaptação no rolamento pelas empresas do ramo eliminaria a necessidade de etapas de fundição e usinagem trazendo mais fidelidade aos ensaios.

O sistema de contagem do número de ciclos do dispositivo de Ferreira (2010) é confiável devido ao seu sensor de efeito hall, mas vulnerável a queda de tensões, reiniciando o número de ciclos quando a energia é cortada. Para contornar este tipo de intercorrência, uma fonte de alimentação ininterrupta (NoBreak) pode ser acoplada ao dispositivo visando sustentar a rede elétrica pelo tempo necessário para a finalização das operações em andamento.

Alguns espécimes submetidos à ciclagem foram descartados da avaliação do conjunto implante-intermediário devido a solda do receptáculo (02 espécimes) e superaquecimento do rolamento (01 espécime) antes de atingirem o limite máximo de ciclos. Desta forma foram repostos novos conjuntos para que a avaliação de ciclos e torque fossem em 5 corpos de prova por grupo.

O superaquecimento do rolamento promoveu o derretimento do plástico de proteção, resultando em um aumento do atrito perceptível ao manuseio com as mãos e a presença de ruído no funcionamento do teste, ambos sugestivos de falha no deslizamento das esferas internas do rolamento o que tende a deixá-las mais lentas e sujeitas a trepidação (Figura 54).

Figura 54 - Rolamento danificado. Observar plástico de proteção derretido ao longo da superfície.

O excessivo aquecimento do rolamento pode estar associada à uma rotação elevada e consequente aumento da temperatura no corpo de prova. O dispositivo de Ferreira (2010) trabalhou com uma frequência de 18 Hz, estando dentro da faixa de 10 a 20 Hz utilizada pela maioria das pesquisas (BASTEN et al., 1996; WISKOTT et al., 1996; WISKOTT et al., 2004; QUECK et al., 2006; WISKOTT et al., 2007; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009). Mas sabe-se que o efeito da frequência elevada sobre a temperatura no espécime testado e suas consequências na propagação de trincas ainda é incerto (WISKOTT et al., 1991), e aumentar esta frequência acima dos 2 Hz estabelecidos para a mastigação humana pode desviar os resultados quando comparados aos encontrados na clínica (WISKOTT et al., 1994).

A frequência utilizada está diretamente relacionada ao tempo de realização do ensaio, e este foi uma constante preocupação em todas as pesquisas envolvendo dispositivos de flexão rotacional descritas neste trabalho. Como estes dispositivos trabalham geralmente ciclando um corpo de prova por vez, o elevado limite superior de ciclos associado a uma frequência baixa torna demorado o andamento da pesquisa, podendo cada corpo de prova demorar em torno de 3 meses para cumprir o limite máximo de ciclos (WISKOTT et al., 1991). No dispositivo de Ferreira (2010) para completar 5×10^6 ciclos a uma frequência de 18 Hz foram gastos aproximadamente 3 dias por corpo de prova. Mesmo o tempo sendo um fator importante e sempre ressaltado em qualquer ensaio de fadiga, os testes devem idealmente utilizar a velocidade de flexão aos quais os materiais são submetidos clinicamente (LLOBELL et al., 1992).

De fato, nota-se uma preocupação ao longo do desenvolvimento dos dispositivos de flexão rotacional visando estabilizar a temperatura dos corpos de prova, especialmente nos estudos com frequências elevadas de rotação, e observa-se a adição de um gotejador de água por Llobell et al. (1992) que mais tarde foi adotado também por Wiskott et al. (1996). O dispositivo de Ferreira (2010) poderia também adotar este mecanismo de gotejamento ou outro método de estabilização da temperatura.

A outra intercorrência, soltura do implante, está associada ao receptáculo para sua fixação. A metodologia de fixação do implante neste trabalho foi estabelecida empregando um receptáculo metálico (WISKOTT et al., 2007) com dois métodos associados para assegurar a estabilidade: utilização de um contra parafuso apertado com chave *allen* (Figura 55) e aplicação de 45N no implante com uso do torquímetro digital.

Figura 55 – Mecanismos de Fixação do implante: a) Receptáculo do implante visto por baixo e o contra parafuso utilizado para pressionar apicalmente o implante. b) Inserção do implante com torquímetro digital.

Mesmo com estes cuidados, ocorreram dois episódios de soltura de implantes, ambos com danificação das roscas do implante e consequente inviabilização do corpo de prova (Figura 56). Este receptáculo ainda necessita de uma melhor maneira de estabilizar e incluir o implante, o que é feito de formas diferentes na literatura, seja com utilização do receptáculo em metal com bainha de acetato (WISKOTT et al., 2004), em alumínio (WISKOTT et al., 2007) ou com inclusão em resina epóxica (QUECK et al., 2005; QUECK et al., 2008; NGUYEN et al., 2009).

A utilização de um receptáculo metálico impede a avaliação dos implantes propriamente ditos, uma vez que a própria inserção e fricção com o metal originam danos diferentes e inexistentes no padrão *in vivo*. Outros mecanismos de fixação podem ser desenvolvidos visando permitir o estudo também dos implantes e não somente dos componentes da interface implante-intermediário.

Figura 56 - Imagem microscópica de um implante que soltou do receptáculo. Note degradação das roscas e do hexágono, possivelmente decorrente do movimento desenvolvido pelo conjunto ao cair do dispositivo de flexão rotativa desenvolvendo um padrão de desgaste acentuado diferente do encontrado nos demais corpos de prova.

Vários fatores vêm sendo descritos na etiologia das fraturas de implantes e componentes, incluindo sobrecarga oclusal, posição inadequada do implante, ajuste inadequado da prótese, *design* da prótese, perda óssea progressiva, fadiga do metal, diâmetro do implante, defeitos de fabricação, e a atividade corrosiva (CONRAD et al., 2008).

As fraturas nos implantes e componentes estão relacionadas aos seus diferentes *designs* e combinações de uso (QUECK et al., 2008). Em ensaios mecânicos que visem a fadiga do material observamos onde as fraturas são possíveis de ocorrer, e nos permitem estabelecer o local mais provável de ocorrer *in vivo*.

Além disso, o *design* dos sistemas de implantes devem ser elaborados com a possibilidade de fratura em mente. Idealmente, o melhor projeto permitiria que uma fratura ocorresse em componentes que são mais facilmente substituíveis *in vivo*, com mínimo trauma ao paciente, tempo clínico e custos reduzidos (BASTEN et al., 1996; KHRAISAT et al., 2002).

Quando a interface implante-intermediário é estável, as falhas tendem a ocorrer no ponto mais fraco do implante (QUECK et al., 2008), o que seria muito prejudicial ao paciente. Por isso alguns autores recomendam que os parafusos protéticos devam ser concebidos como o elo mais fraco, porque é o componente mais facilmente substituído (BASTEN et al., 1996).

Um correto planejamento e execução do tratamento com implantes são necessários para minimizar o risco de falhas dos implantes e componentes (CONRAD et al., 2008).

Esta pesquisa traz novas perspectivas para a utilização do dispositivo de Flexão rotacional de Ferreira (2010), podendo desmembrar novos trabalhos com alterações na metodologia: redução da frequência, aumento da carga, testes de outros sistemas de implantes, alterações de *design* e material dos componentes, ou até mesmo executar uma *Staircase Analysis* como proposto por Wiskot et al. para compreender melhor a resistência à fadiga dos diversos componentes das próteses sobre implante.

O dispositivo de Ferreira (2010) além de sua portabilidade devido às suas dimensões reduzidas (Altura=20cm, Largura=40cm, Profundidade=30cm), mostrou-se um aparelho estável, resistente e versátil, com possibilidade de adaptações para ampliar a utilização dos testes de flexão rotativa.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Os resultados dos testes mecânicos realizados permitiram concluir que:

1. Os sistemas UCLA[®] e *EsthetiCone*[®] sobre implantes de hexágono externo não sofreram falhas críticas (fratura ou soltura) em nenhum componente seja no implante ou componentes protéticos durante 5×10^6 ciclos no dispositivo de flexão rotativa.
2. Os dois grupos apresentaram redução no torque de pelo menos 10 NCm nos parafusos de fixação, mas não apresentaram sinais de mobilidade.
3. As imagens do microscópio eletrônico de varredura demonstraram nível reduzido de deformação e desgastes dos implantes e componentes dos dois grupos.
4. Componentes do dispositivo de flexão rotacional precisam ser revistos para assegurar melhor fixação do implante, controle adequado de temperatura, frequência e carga ideais, visando também possibilitar aumento do momento de força aplicado aos espécimes.
5. O dispositivo de Ferreira (2010) confirmou ser um aparelho portátil, estável, resistente e versátil, e com as adaptações necessárias ampliará a sua utilização em variados testes de flexão rotativa.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

(Formato Vancouver)

- Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990;5(4):347-59.
- al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*. 2002;15(1):38-42.
- Andersson B, Ödman P, Carlsson L, Brånemark PI. A New Brånemark Single Tooth Abutment: Handling and Early Clinical Experiences *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:105–111.
- Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, et al. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19(4):358-63.
- Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:522–528.
- Becker W, Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. Prosthet. Dent*. 1995;74(1):51–55.
- Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants *Clin. Oral Imp. Res*. 1998;9(1):51–58.
- Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 2002; 29(Suppl. 3): 197–212.
- Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J. Prosthet. Dent*. 1998;79(4):430-2.
- Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(1):76-95.
- Binon PP. The Effect of Implant/Abutment Hexagonal Misfit on Screw joint Stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9:149-160.
- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(2):149-60.
- Broggini N, McManus L, Hermann J, et al. Peri-implant Inflammation Defined by the Implant-Abutment Interface. *J Dent Res*. 2006;85(5):473-478.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2003;82(3):232-7.

- Butson TJ, Nicholls JI, Ma T, Harper RJ. Fatigue life of preceramic soldered and postceramic soldered joints. *Int J Prosthodont* 1993;6:468–474.
- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 85: 268-75
- Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehab.* 2007;34(7):508-16.
- Conrad HJ, Schulte JK, Vallee MC. Fractures related to occlusal overload with single posterior implants: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2008;99:251-256
- Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: A Retrospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:662–667
- Ferreira, RF. Idealização e desenvolvimento de um dispositivo para avaliação de resistência da interface implante-intermediário protético por meio de ensaios cíclicos de flexão rotativa [Dissertação] Bauru (SP): Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2010.
- Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. (1999) Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 81:537–552.
- Hass R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants. *J Prosthet Dent.* 1993;73(3):274-279.
- Hawbolt EB, Macentee MI. Effects of Fatigue on a Soldered Base Metal Alloy, *J Dent Res.* 1983: 62;1226-1228.
- Hobkirk JA, Wiskott HWA. Biochemical aspects of oral implants. Consensus report of Working Group 1. *Clin. Oral Imp. Res.*, 17 (Suppl. 2), 2006; 52–54.
- Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(6):635-40.
- Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):40-4.
- Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent.* 1993 Aug;21(4):203-8.
- Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Impl. Res.* 2008; 19: 119–130
- Karlsson U, Gottfredsen K, Olsson C. A 2-year report on maxillary and mandibular fixed partial dentures supported by Astra Tech dental implants. A comparison of 2 implants with different surface textures. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9(4):235–242.
- Kastenbaum F, Lewis S, Naert I, Palmquist C. The EsthetiCone™ abutment; three-year results of a prospective multicenter investigation. *Clin Oral Impl Res* 1998; 9: 178-184.

- Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326-34.
- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88(6):604-10.
- Lee WV, Nicholls JI, Butson TJ, Daly CH. Fatigue life of a Nd:YAG laser-welded metal ceramic alloy. *Int J Prosthodont*. 1997;10: 434–439.
- Levine RA, Clem DS, Wilson TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):237-42.
- Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The "UCLA" Abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-189.
- Lewis S. An Esthetic Titanium Abutment: Report of a Technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6:195-201.
- Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr;67(4):509-15.
- Llobell A, Nicholls JI, Kois JC, Daly CH. Fatigue life of porcelain repair systems. *Int J Prosthodont* 1992;5:205–213.
- Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Impl Res* 1996;7:153-61.
- Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):428-32.
- Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load Fatigue Performance of Implant–Ceramic Abutment Combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:636–646
- Press RJ, Phillips K, Nicholls J, Butson T. Effect of surface treatment on fatigue life of postceramic soldered joints. *Int J Prosthodont* 2001;14:239–244.
- Priest G. Single tooth implants and their role in preserving remaining teeth: A 10 year survival study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*; 1999; 14:181-188.
- Queck CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: Effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929–936.
- Queck HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: Effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:253–262.
- Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems. *Braz Dent J* (2010) 21(2):123-129

- Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NR. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1):55-8.
- Sutow EJ, Jones DW, Hall GC. The Response of Dental Amalgam to Dynamic Loading, *J Dent Res.* 1985;64:62- 66.
- Walton JN, MacEntee MI. A prospective study on the maintenance of implant prostheses in private practice. *Int J Prosthodont.* 1997;10(5):453-8.
- Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(1):19-31.
- Wilkinson EG, Haack DC. A Study of the Fatigue Characteristics of Silver Amalgam. *J Dent Res* 1958; 37:136-143.
- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Fatigue resistance of soldered joints: A methodological study. *Dent Mater* 1994;10:215–220.
- Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. The relationship between abutment taper and resistance of cemented crowns to dynamic loading. *Int J Prosthodont* 1996;9:117–139
- Wiskott HW, Nicholls JI, Taggart R. Fatigue strength of a Au-Pd alloy/585 solder combination. *J Dent Res* 1991;70:140–145.
- Wiskott HW, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI implant connectors to multivectorial fatigue load application. *Int J Prosthodont* 2004;17:672–679.
- Wiskott HWA, Meyer M, Perriard J, Scherrer SS. Rotational fatigue-resistance of seven. *Dental Materials* 2007; 23: 1412–1419.
- Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC, Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8.105-116.