

JAMES CARLOS NERY

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
COMPONENTES DO SISTEMA IMPLANTE-PRÓTESE DE
HEXÁGONO EXTERNO E INTERNO EM RELAÇÃO À
FADIGA MEDIANTE ENSAIOS DE FORÇAS DE
COMPRESSÃO CÍCLICA**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-
Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para
obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

CAMPINAS
2006

JAMES CARLOS NERY

**ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE
COMPONENTES DO SISTEMA IMPLANTE-PRÓTESE DE
HEXÁGONO EXTERNO E INTERNO EM RELAÇÃO À
FADIGA MEDIANTE ENSAIOS DE FORÇAS DE
COMPRESSÃO CÍCLICA**

Dissertação apresentada ao Centro de Pós-
Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para
obtenção do grau de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Artemio Luiz Zanetti

CAMPINAS
2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Apresentação da dissertação “ESTUDO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE COMPONENTES DO SISTEMA IMPLANTE-PRÓTESE DE HEXÁGONO EXTERNO E INTERNO EM RELAÇÃO À FADIGA MEDIANTE ENSAIOS DE FORÇAS DE COMPRESSÃO CÍCLICA” ao Curso de Mestrado em Odontologia, subárea de Prótese Dentária, em _____ de _____ de _____, à comissão examinadora constituída pelos Professores Doutores:

Prof. Dr. Artemio Luiz Zanetti

Prof. Dr.

Prof. Dr.

DEDICO

A **Deus**, nosso Criador, pela força presente em todos os momentos de nossas vidas.

A minha querida e amada esposa **Maria Carla**, companheira e incentivadora de todos os instantes sempre com muito amor, carinho e dedicação. Um grande beijo.

Aos queridos e amados filhos **Laura** e **Eduardo**, nosso orgulho e a realização de nossos sonhos, obrigado pela compreensão nos momentos de ausência.

Aos meus pais **Francisco** e **Jandyra** que sempre ensinaram o caminho da retidão, da formação moral incentivando e apostando na vitória em nossa caminhada.

Ao querido **Cláudio**, *in memorian*, e **Lilia** que com certeza tiveram uma participação muito importante na concretização deste momento.

A todos os **meus familiares** que cada um, ao seu modo, colaborou para a realização desta caminhada.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor ARTEMIO LUIZ ZANETTI pelo incentivo, sabedoria e presteza na condução deste importante trabalho para a minha vida.

As empresas CONEXÃO, NEODENT, TITANIUMFIX, pelo fornecimento dos implantes e conexões para o presente estudo.

Ao Professor Doutor CARLOS NELSON ELIAS pela presteza no fornecimento da resina para a confecção dos corpos de prova.

Ao Professor Doutor ITAMAR FERREIRA (UNICAMP) pelo atendimento e orientação quanto à condução dos estudos laboratoriais e a leitura da MEV.

Aos técnicos JOSÉ LUIS (laboratório da MTS) e a CLAUDENETE (laboratório de MEV) pelo pronto atendimento e os momentos tranquilos que passamos neste período.

Ao técnico de prótese RENATO LINO pela presteza e dedicação na confecção da supra-estrutura em titânio dos corpos de prova.

A bibliotecária SÔNIA FERRAREZI pela dedicação e qualidade na revisão das normas.

Aos COLEGAS DO MESTRADO E DE PROFISSÃO que através dos esforços e renúncias fazem de suas vidas a busca de novos caminhos e novas verdades.

“...teu destino esta constantemente sob teu controle.

Tu escolhes, recolhes, eleges, atrais, buscas, expulsas, modificas tudo aquilo que te rodeia a existência.

Teus pensamentos e vontades são a chave de teus atos e atitudes...

São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência.

Não reclames nem te faças de vitima.

Antes de tudo, analisa e observa.

A mudança esta em tuas mãos.

Reprograme tua meta, busca o bem e viveras melhor.

Embora, ninguém possa voltar atrás e fazer um novo começo, qualquer um pode começar agora e fazer um novo fim.”

(Chico Xavier)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	8
LISTA DE TABELAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO.....	12
1. INTRODUÇÃO	13
2. REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 BIOMECÂNICA DO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO	15
2.1.1 Movimento da mastigação	16
2.1.2 Movimento da deglutição	17
2.2 FADIGA E FRATURA DOS MATERIAIS	17
2.2.1 Fadiga dos metais e suas ligas.....	17
2.2.2 Mecânica das fraturas.....	19
2.2.3 Morfologia das superfícies de fratura por fadiga.....	20
2.3 CARACTERÍSTICAS DO TITÂNIO	20
2.3.1 Propriedades do titânio	21
2.3.2 Classificação das ligas de titânio	22
2.4 OSSEOINTEGRAÇÃO	22
2.4.1 Estabilidade primária e secundária.....	23
2.4.2 Critérios de sucesso	23
2.4.3 Complicações na implantodontia.....	24
2.4.4 Tolerâncias dimensionais	26
2.4.5 Pré-cargas e tensões nos componentes	29
2.4.6 Fratura de componentes	35
2.4.7 Passividade da supra-estrutura.....	39
2.4.8 Condições biomecânicas nas próteses sobre implantes	42

3. PROPOSIÇÃO	48
4. MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1 SELEÇÃO DOS IMPLANTES E PILARES	49
4.2 CORPOS DE PROVA.....	50
4.3 ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DOS COMPONENTES	53
4.4 TESTES DE FADIGA.....	54
5. RESULTADOS	57
6. DISCUSSÃO	63
7. CONCLUSÃO.....	71
ABSTRACT	72
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	73
ANEXOS	

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 -	Formação de ressaltos e reentrâncias. Deformação por fadiga....	19
FIGURA 2A -	Mostra pequena variação dimensional e o espaço entre os componentes, quando em repouso.....	26
FIGURA 2B -	Mostra a movimentação e o espaço existente entre os componentes quando em função.....	26
FIGURA 3 -	Demonstra que o torque é baseado no ângulo de união entre as roscas dos parafusos.....	30
FIGURA 4 -	Mostra variação na inclinação das cúspides, inclinação do implante, lingualização do implante e sua colocação mais apicalmente.....	45
FIGURA 5 -	Implante de conexão externo fixado no centro da base de resina.....	51
FIGURA 6 -	Implante de conexão interno fixado no centro da base de resina .	51
FIGURA 7 -	Supra-estrutura com componentes a serem fixados no implante .	52
FIGURA 8 -	Mostrando perfuração de 1 mm abaixo da superfície da supra-estrutura onde incidirá a força cíclica.....	52
FIGURA 9 -	Esquema do corpo de prova e suas dimensões.....	53
FIGURA 10 -	Corpo de prova durante os ensaios.....	53
FIGURA 11 -	Corpo de prova instalado e montado em dispositivo específico sobre a MTS sendo preparado para receber a carga cíclica.....	55
FIGURA 12 -	Máquina de ensaio cíclico MTS.....	56
FIGURA 13 -	Fundível para conexão interna – Cone Morse.....	60
FIGURA 14 -	Componente pré-fabricado Esteticone.....	60
FIGURA 15 -	Fundível para conexão externa antes do ensaio.....	61
FIGURA 16 -	Fundível para conexão externa após o ensaio.....	61

FIGURA 17 - Parafuso do esteticone antes do ensaio	61
FIGURA 18 - Parafuso do esteticone após o ensaio	61
FIGURA 19 - Parafuso do UCLA antes do ensaio	61
FIGURA 20 - Implante de conexão externa antes do ensaio.....	62
FIGURA 21 - Implante de conexão externa após o ensaio.....	62
FIGURA 22 - Parafuso de conexão da prótese ao intermediário	62

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Relacionando os implantes, conexões, tipo de retenção, torques, ciclagem e frequência	50
TABELA 2 -	Comparativa entre os implantes Neodent® quanto ao deslocamento durante os ensaios	57
TABELA 3 -	Comparativa entre os implantes Titanium fix® quanto ao deslocamento durante os ensaios	58
TABELA 4 -	Comparativa entre os implantes Conexão® quanto ao deslocamento durante os ensaios	58
TABELA 5 -	Comparativa entre os torques aplicados nos componentes antes e após os ensaios	59
TABELA 6 -	Comparativa quanto à preservação das estruturas após os ensaios	59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

µm	- micrômetros
Gpa	- Giga Pascal
HE	- Hexágono Externo
HI	- Hexágono Interno
ITI	- Dental Implant System
Kg	- Kilograma
kN	- Kilonewton
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
N	- Newton
N.cm	- Newton por centímetro
PVC	- Policloreto de vinila

RESUMO

Os implantes osseointegrados, devido aos seus resultados extremamente positivos, constituem a uma opção viável de tratamento para a reabilitação dos pacientes edêntulos totais e parciais porém, é importante a observação dos aspectos biomecânicos nos implantes osseointegrados para possibilitar a distribuição das cargas fisiológicas no tecido ósseo. No entanto, algumas complicações mecânicas são observadas, entre elas o afrouxamento de parafusos por sobrecarga, pré-carga inadequada, número insuficiente de fixações, falta de passividade na estrutura protética e fadiga nos componentes metálicos; a ocorrência destes eventos pode levar à perda óssea ao redor dos implantes sua possível fratura e conseqüente perda. Para avaliar estes aspectos, por MEV, o presente trabalho analisa experimentalmente a resistência à fadiga dos componentes dos implantes osseointegrados. Foram realizados ensaios de fadiga por compressão cíclica sobre a coroa do pilar, com carga axial de 90° ao longo do eixo da coroa. Foram aplicados torques de 10 Ncm na supra-estrutura retida por parafuso e variou de 20 a 32 Ncm nos intermediários, conforme o recomendado pelos fabricantes, com o objetivo de avaliar a resistência dos componentes e dos implantes à fadiga. Conclui-se que a pré-carga inicial recomendada pelos fabricantes, para o parafuso do intermediário, deve ser reavaliada uma vez que ao final dos ensaios não foram preservadas. Outra observação importante é que as roscas dos parafusos devem ter melhor padronização pelas empresas. Todos os componentes e implantes suportaram satisfatoriamente a carga de 100 N numa freqüência de 25 Hz pelo período de 212.600 ciclos aplicados nos corpos de prova durante os ensaios.

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis têm comprovado cientificamente serem uma alternativa de tratamento para a reabilitação de pacientes edêntulos totais e parciais, em função de seu elevado índice de sucesso clínico. ADELL *et al.* (1981), em estudo longitudinal avaliaram o comportamento clínico dos implantes Brånemark, por um período de 15 anos, relacionando a alta previsibilidade, as complicações e os insucessos ocorridos neste período.

Há fatores que são relevantes nos resultados positivos finais das reabilitações sobre implantes tais como: aspectos biomecânicos dos componentes, fadiga dos materiais, aspectos do sistema estomatognático, pré-carga nos componentes, tolerâncias dimensionais, distribuição correta das forças oclusais; os quais são citados na literatura como parâmetros importantes nos casos de insucesso (MORGAN *et al.*, 1993; DIXON *et al.*, 1995; ÇEHRELI & IPLIKÇIOGLU, 2002).

A fratura dos componentes das estruturas que compõem o sistema é relatada por diversos autores como o pior dos problemas, pois necessita a remoção do componente e sua reconstrução. Dependendo da área fraturada diferentes serão os graus de dificuldade para o restabelecimento da estrutura que pode ser: o material de revestimento da prótese, parafuso de retenção da coroa, parafuso de retenção do pilar, parafuso de retenção da prótese e por último o próprio implante.

É importante uma análise precisa da etiologia do processo de fadiga dos componentes, que poderão levar ao insucesso da reabilitação, entre os fatores mais importantes destacados por BINON (1998 e 2000) estão a acoplamento das conexões protéticas aos implantes, tipos de sistemas anti-rotacionais, o desenho do

parafuso, material utilizado, tratamento de superfície do parafuso, a pré-carga adequada nos parafusos e a tolerância dimensional dos diversos componentes.

Face às diversas complicações relatadas pela literatura, propusemos realizar ensaio laboratorial sobre compressão cíclica nos implantes e seus componentes, observando as diversas estruturas que compõem o sistema quanto ao comportamento mecânico destas quando submetidas às tensões, utilizando para tanto a Microscopia Eletrônica de Varredura.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Em virtude das diversas complicações relatadas na literatura a revisão foi dividida em subtópicos que são relacionados da seguinte forma: biomecânica do sistema estomatognático, movimento de mastigação, movimento de deglutição, fadiga e fratura dos materiais, fadiga dos metais e suas ligas, mecânica das fraturas, morfologia das superfícies de fratura por fadiga, características do titânio, propriedades do titânio, classificação das ligas de titânio, osseointegração, estabilidade primária e secundária, critérios de sucesso, complicações na implantodontia, tolerâncias dimensionais, pré-cargas e tensões nos componentes, fratura dos componentes, passividade da supra-estrutura, condições biomecânicas nas próteses sobre implantes.

2.1 BIOMECÂNICA DO SISTEMA ESTOMATOGNÁTICO

OKESSON (2000) afirmou que o sistema estomatognático é uma unidade complexa e altamente refinada que apresenta três funções principais no sistema mastigatório: mastigação, deglutição e fala. Um sólido entendimento de sua anatomia funcional e biomecânica é essencial para o estudo da oclusão. Relata, ainda, que a condição estável de oclusão deve permitir o funcionamento efetivo do sistema enquanto minimiza o dano a algum componente. Por isso, é importante estabelecer condições ideais que possam aceitar as forças com a menor possibilidade de dano e, ao mesmo tempo, serem funcionalmente eficientes. Também relatou que as forças oclusais devem ser dirigidas ao longo eixo dos dentes, conhecida como carga axial. Esta força é conseguida através dos contatos

dentais em qualquer parte das cúspides ou em superfícies relativamente planas que devem estar perpendicular ao longo eixo do dente. Para o autor a tripodização requer que cada cúspide contate uma fossa oposta de tal maneira que produza três contatos ao redor da ponta da cúspide, quando isto é conseguido, a força é dirigida através do longo eixo dos dentes.

2.1.1 Movimento da mastigação

OKESSON (2000) descreveu a mastigação como o estágio inicial da deglutição. Pode ser dividido em duas fases: abertura e fechamento. Cada abertura e fechamento representam um movimento de mastigação. A primeira fase do fechamento segura a comida entre os dentes, chamada de amassamento, onde as cúspides vestibulares dos dentes inferiores estão quase diretamente abaixo das cúspides vestibulares dos dentes superiores no lado para o qual a mandíbula deslocou. A mandíbula continua a fechar, iniciando-se a fase de trituração. Nesta fase a mandíbula é dirigida pelas superfícies oclusais dos dentes de volta à posição de intercuspidação, fazendo com que as vertentes das cúspides dos dentes cruzem, permitindo o corte e a trituração dos alimentos. Nos estágios finais da mastigação, a trituração do bolo alimentar é concentrada nos dentes posteriores e poucos movimentos ocorrem; ainda assim, mesmo durante os estágios finais da mastigação a fase de abertura é anterior à de fechamento. O autor descreveu que o movimento do primeiro molar inferior no plano sagital, durante um movimento de mastigação típico, varia de acordo com o lado no qual a pessoa está mastigando. Movimenta-se ligeiramente para frente na abertura e um trajeto para posterior, movendo-se anteriormente durante o fechamento final, conforme os dentes intercuspitam. É relatado que durante a mastigação a maior quantidade de força é colocada na região

do primeiro molar.

2.1.2 Movimento da deglutição

Para OKESSON (2000), a deglutição é uma série de contrações musculares coordenadas, move o bolo alimentar da cavidade oral para o esôfago até o estômago. Na deglutição, os lábios se fecham e selam a cavidade oral. Os dentes são levados até sua posição de máxima intercuspidação estabilizando a mandíbula. A força aplicada nos dentes durante a deglutição é de aproximadamente 66,5 libras (em torno de 30,2 Kg), cerca de 7,8 libras (em torno de 3,9 Kg) a mais que a força exercida na mastigação. Esta força máxima de mordida parece aumentar com a idade até atingir a adolescência e podem ocorrer variações de acordo com os seguintes aspectos: tipo de alimentação, prática de exercícios, oclusão e posição de cada dente na arcada devido a hábitos parafuncionais (viciosos, profissionais e emocionais). O contato dos dentes durante o movimento de deglutição dura cerca de 683 mesg, sendo três vezes mais longo que durante a mastigação. O autor relatou que a frequência do ciclo de deglutição ocorre cerca de 590 vezes em um período de 24 horas, assim distribuídos: 146 ciclos durante a alimentação, 394 ciclos entre as refeições e 50 ciclos durante o sono. Níveis mais baixos de fluxo salivar, durante o sono, resultam em menor densidade de deglutição.

2.2 FADIGA E FRATURA DOS MATERIAIS

2.2.1 Fadiga dos metais e suas ligas

As falhas mecânicas decorrentes das condições de carregamento dinâmico são chamadas “falhas por fadiga”, em virtude de serem observadas,

geralmente, após um período de serviço considerável.

Para WISKOTT *et al.* (1995), a falha por fadiga é explicada como um quebra microscópica em áreas de concentração de força que continuamente vence a resistência do material, é insidiosa porque ocorre sem que haja qualquer aviso prévio. A fadiga dá origem a uma fratura de aparência frágil, sem existência de deformação macroscópica na fratura. A falha por fadiga pode ser reconhecida, geralmente, a partir do aspecto da superfície da fratura, a qual apresenta uma região lisa decorrente da fricção entre as superfícies, durante a propagação da trinca através da seção do material e outra região áspera na qual a peça rompeu-se de maneira dúctil, quando a seção transversal já não era capaz de suportar a carga aplicada.

WISKOTT *et al.* (1995) definiram que um metal rompe-se por fadiga por três fatores básicos, que são: 1) Tensão de tração suficientemente alta; 2) Variação ou flutuação na tensão aplicada suficientemente grande; 3) Número de ciclos de aplicação de tensão suficientemente grande. Além destas situações, outras variáveis são determinantes, tais como: concentração de tensão, sobrecarga, tensões residuais, tensões combinadas, temperatura, corrosão.

Para WISKOTT *et al.* (1995), uma característica estrutural importante que parece ser a única para a deformação em fadiga é a formação de ressaltos e reentrâncias na superfície, denominadas intrusões e extrusões, metalografias e MEV, realizadas cuidadosamente nas seções transversais dos corpos de prova mostraram que as trincas de fadiga têm início em intrusões e extrusões (FIG. 1).

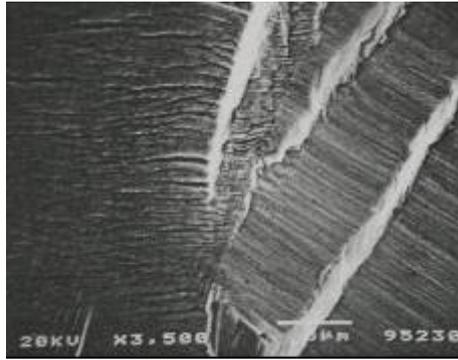


FIGURA 1 - Formação de ressaltos e reentrâncias.
Deformação por fadiga

FONTE: WISKOTT *et al.*, 1995. p. 110.

2.2.2 Mecânica das fraturas

Para LOPES *et al.* (2000), a fratura dos materiais metálicos consiste na sua separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas externas, que podem ser lentas tais como: tração, flexão, compressão, torção, por impacto, por carregamentos repetidos (fadiga) ou por cargas de baixa intensidade, atuando durante muito tempo (fluência). Relataram também que a microestrutura de um metal tem uma grande influência na fratura, qualquer heterogeneidade do material que produza uma concentração de tensão pode nuclear trincas. Há defeitos superficiais e internos que agem como trincas preexistentes, favorecendo a sua nucleação e com isso propiciando o processo de propagação e falha na estrutura. Nesse mesmo artigo, são determinados alguns parâmetros que influenciam no tipo de fratura dos materiais tais como: o material, tipo e modo de carregamento, características geométricas e, locais de concentração de tensão, temperatura de trabalho do material e taxa de deformação. Segundo os autores a deformação plástica se dá com consumo de energia e a fratura dúctil ocorre após substancial consumo de energia, estando associada a um comportamento tenaz. Na fratura sem deformação plástica, o consumo de energia é pequeno, caracterizando um

comportamento tenaz. Os comportamentos frágil e dúctil (tenaz) são manifestações de micro-mecanismos de fraturas operantes. Assim, a fratura dúctil ocorre normalmente por cisalhamento enquanto que a frágil por clivagem.

2.2.3 Morfologia das superfícies de fratura por fadiga

BEER & JOHNSTON (1995) consideraram que a trinca se propaga na superfície metálica inicialmente ao longo das bandas de deslizamento preexistentes. A superfície se apresenta sem propriedades características. Em outro estágio, apresenta freqüentemente rugas ou estrias de fratura por fadiga. Cada estria foi produzida por um único ciclo de tensões. A presença dessas estrias define, sem margem de dúvidas, que a falha foi produzida por fadiga. Entretanto, sua ausência não exclui a possibilidade de fratura por fadiga. A ausência de estrias na superfície de fratura por fadiga pode ser devido a um espessamento muito pequeno que não pode ser resolvido pelos métodos de observação utilizados.

2.3 CARACTERÍSTICAS DO TITÂNIO

Segundo BEER & JOHNSTON (1995), os parâmetros que devem ser analisados na seleção dos materiais para emprego como implantes estão associados à definição do tipo e nível de tensão que será submetida, resistência à corrosão e biocompatibilidade. É importante que o material apresente elevada resistência à tração e à fadiga, associada à boa resistência à degradação física. Entre os diversos materiais indicados para emprego nessa área, destaca-se o titânio. Como biomaterial o titânio apresenta uma característica importante que é a não formação de uma barreira aos tecidos quando em contato com o osso. Isto permite o

crescimento do osso na superfície do implante e o preenchimento dos poros existentes, facilitando a fixação, sendo assim indicado para implantes dentários. Os autores relataram que o início do emprego do titânio ocorreu na década de 40, com o início da indústria aeronáutica e com a necessidade de novos materiais, principalmente, que mantivessem as propriedades mecânicas a alta temperatura. Assim houve o estímulo para o desenvolvimento e produção do titânio e suas ligas, até então considerada difícil devido a grande afinidade do titânio pelo oxigênio, associada a sua capacidade de reagir com outros materiais. Atualmente, 80% da produção do titânio é usada na indústria aeronáutica devido à manutenção de suas propriedades mecânicas a alta temperatura. Apresenta boa ductibilidade, a qual é atribuída ao fato de apresentar a possibilidade de deformação por deslizamento de discordâncias em diversos planos cristalinos e a maclagem. Este segundo mecanismo de deformação do titânio é mais importante do que em outros metais HC (metais que apresentam estrutura cristalina hexagonal), como por exemplo, zinco e cádmio. Mas a capacidade de deformação está associada ao percentual de elementos intersticiais, principalmente o oxigênio e o nitrogênio.

2.3.1 Propriedades do titânio

Propriedades do titânio destacadas por BEER & JOHNSTON (1995) estão:

Calor específico: $0,125 \text{ cal/}^{\circ}\text{C.g}=520 \text{ J/Kg}$;

Coeficiente de expansão térmica a 20°C : $8,35 \mu\text{m/m.K}$;

Condutividade térmica: $0,041 \text{ cal/cm.seg}^{\circ}\text{C}$;

Densidade: $4,54 \text{ g/cm}^3$;

Estrutura cristalina alfa (HC): $a = 0,295\text{nm}$ e $c = 0,468\text{ nm}$;

Módulo de elasticidade em compressão: 44,82 Gpa.

Módulo de elasticidade em tração: 102,73 Gpa;

Número atômico: 22;

Peso atômico: 47,9 g/mol;

Temperatura de fusão: 1668°C.

2.3.2 Classificação das ligas de titânio

Para BEER & JOHNSTON (1995), mais de 100 diferentes tipos de ligas de titânio são oferecidas no mercado, a distribuição de consumo das seis principais ligas empregadas é relacionada abaixo:

Ti-3Al-2,5V ocupa 7,2%(tubos) das ligas consumidas;

Ti-5Al-2Sn representa 1,0% (criogenia) do consumo;

Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo possui 3,4% (componentes de turbina) do consumo;

Ti-6Al-4V representa 60% do consumo;

Ti-8Al-1V tem 2,8% do consumo das ligas de Ti;

Titânio puro é responsável por 13% do consumo.

2.4 OSSEOINTEGRAÇÃO

A aplicação clínica dos implantes osseointegrados teve início nos anos 70 com a reabilitação da mandíbula edêntula, através do protocolo proposto por Brånemark, onde é preconizada a instalação de quatro a seis implantes na região

anterior da mandíbula, entre os forames mentonianos, para posterior reabilitação implanto-suportada. A osseointegração é um conceito clínico onde a estabilidade assintomática de um material aloplástico é conseguida e mantida no organismo sob carga funcional por longos períodos de tempo (ADELL *et al.*, 1981).

As primeiras modificações da técnica proposta por Brånemark surgiram a partir do final dos anos 80 com JEMT *et al.* (1990) com soluções protéticas para o tratamento com implantes unitários, aplicando os conhecimentos básicos da osseointegração para tentar solucionar as situações de edentulismo parcial em que o tratamento com implantes fosse favorável.

2.4.1 Estabilidade primária e secundária

A estabilidade do implante é um parâmetro essencial para o sucesso da osseointegração, sendo obtida em duas fases distintas: estabilidade primária e estabilidade secundária. A estabilidade primária é obtida no ato cirúrgico da instalação do implante, a secundária é decorrente da primária, sendo conseguida através da formação e remodelação óssea na interface osso-implante (MEREDITH, 1998; SENNERBY & ROSS, 1998).

2.4.2 Critérios de sucesso

Foram estabelecidos critérios para avaliar o sucesso dos implantes por ALBREKTSSON *et al.* (1986) e revistos por SMITH & ZARB, em 1989.

Critérios para o sucesso de implantes osseointegrados revistos SMITH & ZARB (1989):

- cada implante não unido, quando testado individualmente, deve estar clinicamente saudável;
- a radiografia, sem distorção, de um implante, não deve demonstrar evidência de radioluscência peri-implantar;
- depois do primeiro ano de serviço a média da perda óssea vertical ao redor do implante não deve ser maior que 0,2 mm anualmente;
- ausência de dor, desconforto ou infecção persistente atribuível ao implante;
- o desenho do implante não deve impedir a instalação de coroa ou prótese, com uma aparência que seja satisfatória para o paciente e para o dentista;
- a longevidade do implante deve apresentar uma taxa de sucesso mínima de 85% no final de um período de cinco anos de observação e 80% no final um período de dez anos.

2.4.3 Complicações na implantodontia

O fracasso na osseointegração ocorre quando o implante não cumpre os critérios de sucesso propostos por ALBREKTSSON *et al.* (1986) e revistos por SMITH & ZARB (1989), é manifestado clinicamente pela mobilidade do implante e por sinais radiográficos de radioluscência peri-implantar (TONETTI, 1998). Quando o fracasso da osseointegração ocorre no período tardio o responsável pode estar relacionado com processos parafuncionais de carga ou distribuição incorreta da carga funcional que poderá induzir a perda óssea e/ou fatores secundários contribuindo para o fracasso tardio da osseointegração (TONETTI, 1998; ESPÓSITO *et al.*, 1999). Pode ainda ser classificado como total, quando impede a reconstrução protética; parcial quando não impede a reconstrução protética e fracasso transitório

quando é possível a execução de novos procedimentos cirúrgicos e ou protéticos (PINTO *et al.*, 2000).

JEMT *et al.* (1992) apresentaram estudo de análise de complicações e insucessos em 127 próteses parciais fixas implanto-suportadas, após um ano de uso 13% das complicações foram devido ao afrouxamento dos parafusos das conexões da supra-estrutura. Ressaltaram ainda que as tensões geradas pelas cargas mastigatórias possam levar problemas na ancoragem do implante.

Para GOODACRE *et al.* (2003), em revisão da literatura, sobre as principais complicações clínicas e protéticas, estas dividem-se em seis categorias: a) complicações cirúrgicas; b) implantes curtos; c) osso de baixa qualidade; d) complicações periimplantar relacionadas aos tecidos moles; e) complicações mecânicas; f) complicações estéticas e fonéticas. Ao mesmo tempo as estruturas protéticas são compostas de várias conexões que são submetidas às cargas mastigatórias. Embora sejam pré-fabricadas com materiais adequados e de alta precisão, em alguns casos ocorrem complicações, gerando problemas de difícil solução.

GOODACRE *et al.* (2003) relataram que os micromovimentos existentes em função das tolerâncias dimensionais e a falta de passividade na supra-estrutura geram tensões indesejáveis no sistema, contribuindo para sua falha. Estas tensões podem levar a fratura de componentes com posterior substituição da peça fraturada ou mesmo a substituição da prótese. Dentre estes problemas o mais comum é a fratura dos parafusos de união da prótese ao intermediário (parafuso de ouro ou titânio), do material de revestimento da prótese do parafuso de fixação do pilar, lesão do hexágono e do implante.

2.4.4 Tolerâncias dimensionais

BINON (1994) relatou que a tolerância dimensional adequada aos componentes dos implantes é fundamental para minimizar a possibilidade de soltura e fratura nos parafusos.

BINON (1995) analisando as especificações de seis diferentes sistemas de implantes quanto às adaptações dos componentes concluiu que é sempre prudente relatar que há pequenas variações dimensionais entre os sistemas avaliados. Em esquema, mostra o *gap* existente nos componentes (FIG. 2A e 2B) e a passividade das conexões em repouso e em ação.

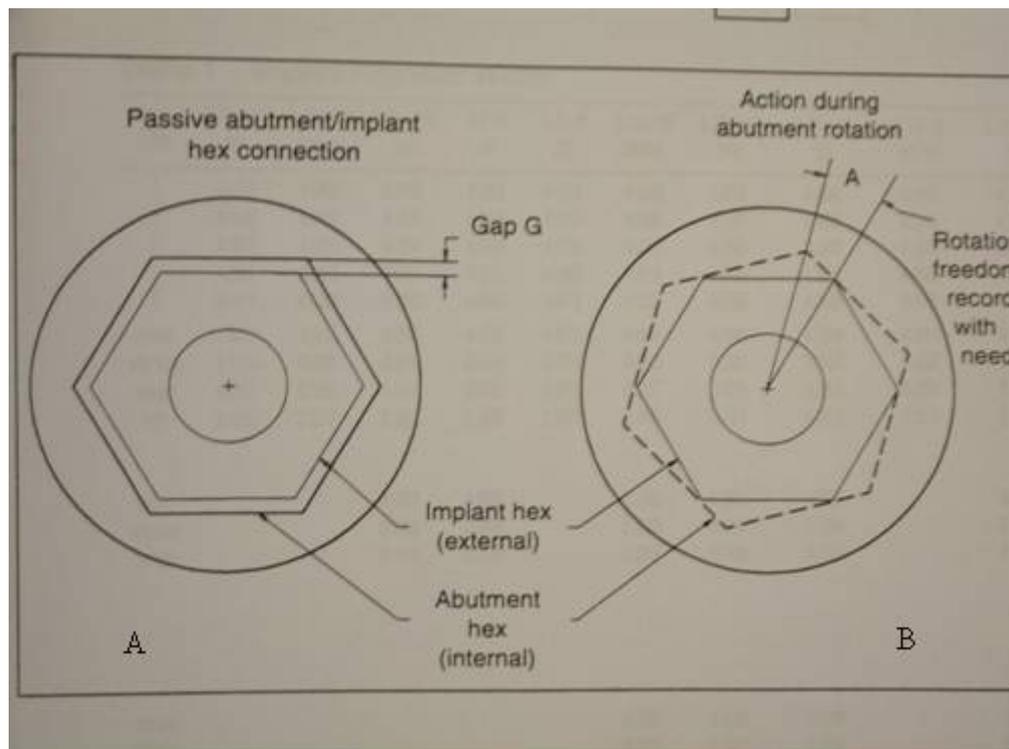


FIGURA 2A - Mostra pequena variação dimensional e o espaço entre os componentes, quando em repouso

FONTE: BINON, 1995. p. 164.

FIGURA 2B - Mostra a movimentação e o espaço existente entre os componentes quando em função

FONTE: BINON, 1995. p. 164.

BINON (1996) considerou que as tolerâncias dimensionais nos implantes de hexágono externo variam em média de 0,01 a 0,024 mm. Concluiu que quanto maior o desajuste no acoplamento das conexões, maior será a instabilidade no sistema, e que quando submetidos às cargas mastigatórias, podem levar a falha de seus componentes.

MA *et al.* (1997) analisaram dimensionalmente componentes do sistema Nobel Biocare, onde avaliou a interrelação entre: 1) Intermediários e cilindro de ouro; 2) Intermediário e pilares de transferência de impressão; 3) Réplica e cilindro de ouro e 4) Réplica e pilar de transferência de impressão; constataram que as tolerâncias dimensionais variaram de 22 a 100 micrometros. Com base nestes resultados, os autores concluíram que são necessários novos estudos para melhor relacionar a relevância destes dados com o sucesso das reabilitações protéticas.

ELIAS *et al.* (1999) avaliaram as tolerâncias dimensionais dos implantes Conexão tipo Master Screw na região do hexágono externo e observaram os resultados de variação da dimensão do hexágono inferior a 0,003 mm.

GRATTON *et al.* (2001) estudaram o pré-torque de 16, 32 e 48 Ncm com cargas variando entre 20 e 130 N e com cargas cíclicas de até 100.000 ciclos concluíram que ocorreu um microfenda de 17 μ m nos parafusos torquados com 16 Ncm, podendo permitir a invasão bacteriana com conseqüente irritação nos tecidos periimplantares.

HANSES *et al.* (2002) analisando o mecanismo de assentamento dos intermediários às próteses parafusadas em implantes, após as mensurações concluíram que a precisão dos parafusos nas próteses variou entre 1,3° e 1,7°. Vários fatores devem ser analisados para a estabilização do parafuso: número de

fixações, sistema de implante, tipo de intermediários, material de revestimento das coroas e a necessidade de prétorque adequado nos intermediários e nos parafusos das próteses.

LANG *et al.* (2002) relataram que as discrepâncias entre os ângulos do hexágono externo do implante e do intermediário (AuraAdapt, CeraOne, Estheticone e Procera) para que haja estabilidade, durante a função, é aceitável um degrau entre eles de até 5°, sendo que a menor discrepância ocorreu com o AuraAdapt 1,51° e a maior com o Procera de 3,53°. Outro fator importante, é a necessidade de torque mecânico, pois há uma melhora na orientação dos hexágonos.

HECKER & ECKERT (2003) num estudo sobre a adaptação dos componentes aos implantes sobre cargas cíclicas entre 50.000 e 200.000 ciclos, concluíram que a tolerância dimensional dos componentes é fundamental para impedir complicações mecânicas e biológicas nos tratamentos.

KHRAISAT *et al.* (2004) analisaram cargas laterais e axiais com prétorque de 32 Ncm nos intermediários em implantes com hexágono externo e concluíram que esse torque ajuda na preservação da estrutura quando comparadas às cargas axiais e não axiais.

CARRILHO *et al.* (2005) compararam a estabilidade dos componentes rotacionais em cinco implantes com conexão interna e cinco com conexão externa e concluíram que a variação dimensional entre os implantes e os intermediários estão entre 5° para o hexágono externo e 3° para o hexágono interno. Relata que o número de implantes e intermediários não foram suficientes para outras conclusões.

2.4.5 Pré-cargas e tensões nos componentes

RANGERT *et al.* (1989) relataram que a ocorrência de afrouxamento dos parafusos é provavelmente devido à pré-carga inadequada no parafuso do intermediário ou no parafuso de retenção da coroa ao implante.

ANDERSSON *et al.* (1992) apresentaram estudo sobre o intermediário para espaços edêntulos unitários CeraOne. Foram avaliadas 35 coroas em 32 pacientes, num período de avaliação entre quatro à 24 meses, os intermediários receberam torque de 32 Ncm com torquímetro mecânico. Todos os pacientes ficaram satisfeitos com as próteses cimentadas.

PATTERSON & JOHNS (1992) analisaram em revisão da literatura a concentração das cargas nas roscas dos parafusos de fixação das supra-estruturas das próteses implantosuportadas. Os princípios da engenharia mecânica mostram a importância da pré-carga inicial que há nos parafusos. Constataram que um torque adequado nos parafusos de fixação da coroa (10 Ncm) e do pilar (32 Ncm) propiciou um elevado índice de resistência à fadiga dos componentes. Além disso, quando o sistema é construído com implantes suficientes e equidistantes, a resistência à fadiga é de aproximadamente 20 anos. Este valor cai drasticamente quando não são satisfeitas as condições prescritas.

JÖRNEUS *et al.* (1992) demonstraram em estudo com implantes unitários que a pré-carga (35 Ncm) possibilita um maior contato entre as roscas do intermediário e do implante. O parafuso de ouro conserva melhor a pré-carga antes e após os testes, comparando-os aos parafusos de titânio.

BURGUETE *et al.* (1994) avaliaram as características necessárias das roscas dos parafusos para estabilização dos sistemas de implantes, sugerem que o

torque apropriado é baseado no ângulo de união das roscas dos parafusos (FIG. 3). Relatam também que quanto maior o torque inicial maior deverá ser à força de mastigação necessária para ocorrer o afrouxamento do parafuso.

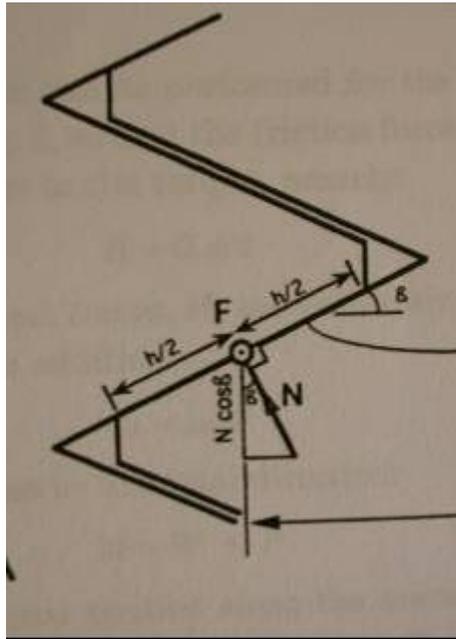


FIGURA 3 - Demonstra que o torque é baseado no ângulo de união entre as roscas dos parafusos

FONTE: BURGUETE *et al.*, 1994. p. 594.

HAACK *et al.* (1995) relataram que um problema comum é a soltura do parafuso das próteses unitárias sobre implantes. O torque para a aplicação da pré-carga ao parafuso do pilar induz tensões de 56% a 57,5% no limite de escoamento nos parafusos de liga de ouro (32 Ncm) e de titânio (20 Ncm), respectivamente. É possível apertar esses parafusos com torque mais elevado para minimizar problemas que podem advir de carregamentos mastigatórios. No entanto, salientaram que em alguns casos as forças mastigatórias podem elevar as tensões

nos parafusos, levando-os à fratura.

SAKAGUCHI & BORGERSEN (1995) relataram que a soltura ou fratura do parafuso das próteses ocorreram entre 5% e 45% dos casos durante o primeiro ano. A natureza da soltura é complexa, envolvendo desde fadiga cíclica, fluidos orais e variações de cargas. Em estudo de elemento finito eles afirmaram que a aplicação da pré-carga, indicada pelo fabricante, promove o alongamento do parafuso de fixação do pilar dentro do limite elástico do material, proporcionando maior superfície de contato e minimizando o estresse entre as roscas dos parafusos.

DIXON *et al.* (1995) compararam a soltura, deflexão e rotação dos parafusos de intermediários entre três sistemas diferentes de implantes e concluíram que um torque de 30 Ncm nos parafusos do intermediário é suficiente para prevenir à soltura dos parafusos.

MOLLERSTEN *et al.* (1997), em estudo comparativo sobre as formas de falhas em sete sistemas de implantes, afirmaram que a maioria das falhas na supra-estrutura ocorre no parafuso de ouro de fixação da coroa ao pilar, com preservação da junção do parafuso do intermediário ao implante. As falhas ocorreram quando o intervalo de aplicação da carga foi entre 138N e 693N. Recomendam que o torque mais adequado entre a coroa e o intermediário é entre 10 e 15 Ncm e para o intermediário e o implante é de 35 Ncm e que uma pré-carga inadequada pode alterar a sua resistência às tensões.

BINON (1998), avaliando os parafusos em pilares do tipo UCLA, concluiu que o torque manual não é suficiente para impedir o afrouxamento do parafuso quando a estrutura é submetida à carga funcional. Foi aplicado um torque de 20 Ncm nos intermediários.

McGLUMPHY *et al.* (1998), em pesquisa sobre a mecânica dos parafusos de fixação da supra-estrutura, constataram que há duas forças que atuam nessas estruturas: forças de separação e forças de união das junções. A maximização das forças de união e minimização das forças de separação é fator primário para a manutenção da fixação desses parafusos. Afirmaram, ainda, que a pré-carga nos parafusos de fixação da supra-estrutura é igual em magnitude às forças de união, considerando que há fatores para sua determinação, que são: torque aplicado ao parafuso, liga metálica do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, liga do pilar intermediário, superfície do pilar intermediário e lubrificante aplicados à superfície do parafuso.

Para LANG *et al.* (1999), a pré-carga aplicada nos componentes CeraOne e Procera (32 Ncm), Estheticone (20 Ncm) e AurAdapt (45 Ncm) induz a uma tensão de compressão no parafuso e no pilar do implante. Esse torque promove aumento no contato da superfície do parafuso, provocando uma deformação elástica. Esta pré-carga é fundamental para a estabilidade da estrutura. É preconizado que o torque seja aplicado pelo sistema de contra-ângulo, com utilização do dispositivo de contra-torque, uma vez que há transmissão em torno de 10% da tensão à interface osso-implante.

GROSS *et al.* (1999), em estudo comparativo de análise de torque manual, com cinco sistemas de implantes com nove operadores, constataram que no torque manual há uma variação de 5,0 a 18,0 Ncm. Afirmaram que o torque manual está muito abaixo do recomendado pelos fabricantes, e que por isso é inadequado para a prevenção de falhas nos parafusos de fixação dos pilares.

KORIOTH *et al.* (1999) em estudo sobre as pré-cargas necessárias para reverter o torque aplicado no intermediário, concluíram que a variação de 5% entre o

pré-torque e o torque de remoção é considerada insignificante clinicamente, não influenciando na distribuição axial da carga.

MERZ *et al.* (2000) relataram que a primeira carga no intermediário proporciona a distribuição simétrica do *stress* na área de conexão do implante ao intermediário. Afirmou, ainda, que um torque de 30 Ncm é suficiente para prevenir à ocorrência de soltura dos parafusos.

GRATTON *et al.* (2001), analisando os micromovimentos da interface implante-intermediário em testes de fadiga com torques variando entre 16, 32 e 48 Ncm, concluíram que nos torques de 16 Ncm houve significativa movimentação na interface ao comparar os grupos de 32 Ncm e 48 Ncm.

LEE *et al.* (2002) analisaram a pré-carga (10 Ncm e 20 Ncm) necessária ao aperto dos parafusos de ouro em implantes com hexágono externo. Concluíram que um aperto maior que 10 Ncm é recomendável para promover a retenção da coroa ao pilar.

PERRIARD *et al.* (2002), em experimentos com cargas cíclicas sobre intermediários dos implantes ITI, concluíram que a pré-carga atua nos componentes tornando-os (intermediário/implante) de duas peças como uma única peça. Desta forma, aumenta substancialmente a resistência à falha por fadiga.

KHRAISAT *et al.* (2002) aplicaram pré-carga de 32 Ncm e 35 Ncm em intermediários CeraOne e Pilar Sólido dos implantes Brånemark e ITI, respectivamente, e avaliou a incidência de carga cíclica de 100N nesses implantes. As cargas foram aplicadas perpendicularmente ao longo eixo do corpo de prova, com ciclagem de até 1.800.000 ou quando ocorrer à fratura do corpo de prova. Houve fratura de parafusos e implantes, sem soltura de parafusos do intermediário,

constatando que o torque inicial é suficiente para evitar a soltura dos parafusos e a desestabilização do corpo de prova.

SIAMOS *et al.* (2002), em estudo, variaram a pré-carga (25 Ncm; 30 Ncm; 35 Ncm; 40 Ncm) sobre os parafusos do pilar com intervalos entre o aperto inicial e o reaperto (três horas) antes do início da carga. Concluíram que há necessidade de retorque após dez minutos e um torque acima de 30 Ncm para permitir melhor estabilidade da prótese com diminuição do afrouxamento dos parafusos.

TZENAKIS *et al.* (2002) realizaram ensaios de compressão de 250 N com pré-carga de 20 Ncm no intermediário e 10 Ncm no parafuso de união da coroa ao intermediário, cinco minutos após a pré-carga inicial, foi repetida a pré-carga e pode constatar uma perda de 2% da pré-carga inicial. Os parafusos utilizados suportaram as cargas aplicadas.

LANG *et al.* (2003), em análise de elemento finito para implantes com conexão interna e externa, avaliaram a pré-carga (32 Ncm) necessária para a estabilização do sistema. Concluíram que a conexão interna promove 30% maior assentamento que a conexão externa. O torque de 32 Ncm é válido para os dois sistemas.

DING *et al.* (2003), avaliando a modificação da conexão interna de implante tipo Morse, relataram que um torque (35 Ncm) específico gera pré-carga no parafuso, mantendo-o seguramente apertado ao implante e, quanto maior esta força, maior será a dificuldade de separação das partes, até o limite de resistência do material.

KHRAISAT *et al.* (2004) avaliaram os efeitos das cargas cêntricas e excêntricas de 50 N com uma ciclagem de 1.000.000, simulando quatro anos de

função, sobre o intermediário CeraOne e aplicando um torque de 32 Ncm nos intermediários reaplicado dez minutos, após o torque inicial. Os valores para o torque de remoção preservam as forças laterais quando comparadas com as cargas cêntricas, respeitando-se o limite do estudo.

ALKAN *et al.* (2004), analisando a influência da distribuição de três diferentes incidências de cargas oclusais, com torque de 10 a 32 Ncm; sobre os parafusos dos implantes Brånemark e ITI; pelo método de elementos finitos, concluíram que as forças concentraram-se entre o parafuso e a primeira rosca dos intermediários, independente da localização das cargas e dos tipos de intermediários.

WISKOTT *et al.* (2004), testaram a resistência de cinco tipos de intermediários ITI com a aplicação de pré-carga entre 15 e 35 Ncm. Concluíram que o mecanismo de resistência dos intermediários aumenta com o aumento da pré-carga.

2.4.6 Fratura de componentes

Segundo ADELL *et al.* (1981), as complicações observadas em aproximadamente 5% dos casos foram devido a problemas mecânicos, tais como: fratura da prótese, fratura do parafuso de ouro da prótese, fratura de fixação do pilar e fratura do implante. Os autores relatam que as causas prováveis são: falta de passividade da prótese associada a uma sobrecarga mastigatória, leva a uma perda óssea acentuada e a fratura de componentes e do implante.

ALBREKTSSON *et al.* (1988), em análise multicêntrica de 8139 implantes num período de um a oito anos de acompanhamento onde as principais complicações, concluíram que as principais complicações foram fratura das

conexões dos implantes, problemas fonéticos e fraturas das supra-estruturas.

RANGERT *et al.* (1989) relataram que a unidade de ancoragem do implante compõe-se pela fixação do pilar e do parafuso de ouro e essa unidade deve transformar as forças oclusais em tensões ósseas. O afrouxamento do parafuso de ouro de fixação da prótese é a causa mais freqüente de falhas. A fratura ocorre no parafuso de ouro, pois foi concebida para ser a primeira peça a romper-se no sistema. Isto pode ser devido ao torque inadequado no parafuso proporcionando afrouxamento em função das cargas mastigatórias.

JEMT *et al.* (1992) apresentaram estudo de análise de complicações e insucessos em 127 próteses parciais fixas implanto-suportadas, após um ano de uso 13% das complicações foram devido ao afrouxamento dos parafusos e das conexões da supra-estrutura. Ressaltaram ainda que as tensões geradas pelas cargas mastigatórias possam levar problemas na ancoragem do implante, assim como a fratura por fadiga de componentes metálicos.

JEMT & PETERSON (1993) divulgaram estudo com três anos de acompanhamento para 70 implantes unitários. Obtiveram média de sucesso acumulado de 98,5%, onde os problemas mais comuns foram: A) presença de fístulas nos casos de desajuste ou afrouxamento do parafuso do pilar intermediário; B) 35% dos parafusos de titânio dos pilares soltaram-se uma ou várias vezes. Os autores sugeriram a utilização de parafuso de ouro e um sistema de aplicação de torque.

MORGAN *et al.* (1993) constataram que embora os índices de fraturas nos componentes fixos dos implantes sejam baixos, estas ocorrem por excesso de fadiga das cargas fisiológicas. A avaliação clínica confirma que a distribuição correta da oclusão é essencial para a absorção fisiológica do estresse. É observado que a

sobrecarga induz a reabsorção óssea alveolar adjacente à fixação, sendo um fator agravante na indução de falhas.

LANEY *et al.* (1994), em acompanhamento clínico multicêntrico de 82 pacientes, durante três anos, com sucesso de 97,2%, observaram as seguintes complicações: falha no implante, fratura do implante, fratura do parafuso de fixação do pilar, complicações das supra-estruturas, complicações de tecidos moles. Afirmaram que nas complicações relacionadas aos parafusos de fixação do pilar, a substituição deste por um parafuso de liga de ouro apresentou uma redução significativa de problemas biomecânicos para a estabilização do sistema.

RANGERT *et al.* (1995) afirmaram que a sobrecarga induz a reabsorção óssea e que esta parece preceder a fratura de um dos componentes do implante. Para minimizar as cargas de tensão, sugerem a diminuição dos *cantilevers*, estreitamento dos espaços mesio-distal e vestibulo-lingual, pouca inclinação das vertentes internas das cúspides e centralização dos contatos oclusais.

DIXON *et al.* (1995), analisando a possível soltura, rotação e deflexão entre os parafusos do implante e intermediário, concluíram que nos testes de carregamento o torque de 30 Ncm é suficiente para prevenir o afrouxamento dos parafusos. Concluíram, ainda, que caso ocorra à separação isto poderá levar a complicações nos tecidos moles.

BALSHI (1996), em análise multicêntrica de 4045 implantes por um período de cinco anos, afirmou que a incidência de fratura do implante é pequena (0,2%), porém, quando ocorrem, causam problemas para o paciente e para o clínico. Dividiu as causas de fraturas em três grupos: 1) Defeitos inerentes ao próprio implante, 2) Ausência de passividade no assentamento da estrutura metálica da prótese, e 3) Sobrecarga fisiológica ou biomecânica.

PIATELLI *et al.* (1998) observaram a superfície de fratura de implantes, em MEV e constataram que na maioria dos casos esta ocorreu devido à sobrecarga mastigatória, iniciando-se com perda óssea ao redor do implante e associada a hábitos parafuncionais, levando o corpo do implante a fratura por fadiga.

IVANOFF *et al.* (2000), em estudo retrospectivo de implantes do Sistema Branemark, com 15 anos de acompanhamento afirmaram que o índice de fratura de implantes foi três vezes maior em implantes com ancoragem bi cortical do que nos implantes com ancoragem mono cortical.

TAYLOR *et al.* (2000), em revisão de 35 anos das próteses sobre implantes, afirmaram que o estudo biomecânico dos componentes das supra-estruturas sobre implantes deve ser mais aprofundado em pesquisas futuras. Aspectos como desenho da supra-estrutura, material e dinâmica mastigatória merecem atenção especial.

MERZ *et al.* (2000) afirmaram que implantes com hexágono interno curto (< 2 mm) na conexão com o intermediário têm maior tendência ao afrouxamento, uma vez que as forças externas são concentradas no parafuso do intermediário.

ABOYOUSSEF *et al.* (2000), analisando a resistência antirotacional dos intermediários das coroas unitárias, concluíram que: a) A pré-carga de 10 Ncm no parafuso que estabiliza a coroa ao intermediário é insuficiente para manter a estabilização do sistema; b) Há necessidade de resistência adicional entre o intermediário e o implante para prevenir a soltura dos parafusos.

BINON (2000) em revisão sobre os componentes dos implantes osseointegrados, afirmou que os aspectos relacionados ao acoplamento das conexões protéticas aos implantes são críticos para o sucesso da reabilitação.

Ressaltou ainda, que os aspectos concernentes ao complexo pilar-implante, tais como: tipos de sistemas anti-rotacionais, desenho do parafuso, material utilizado, tratamento de superfície do parafuso de fixação do pilar; devem ser observados, no entanto, considera que o mais importante é o amadurecimento dos profissionais da área, no sentido de exigir uma melhor comprovação científica, antes de utilizar novas propostas de tratamento.

GOODACRE *et al.* (2003) reportaram à ocorrência de soltura dos intermediários em 6% e sua fratura em 1%. As falhas ocorridas na supra-estrutura metálica foram de 3%.

TORRADO *et al.* (2004), em estudo que comparou a resistência à compressão das coroas unitárias cimentadas e parafusadas sobre implantes, concluíram que as coroas cimentadas necessitam de uma força maior para fraturarem do que as parafusadas e que a localização do parafuso na oclusal não afeta a resistência à fratura da porcelana.

2.4.7 Passividade da supra-estrutura

ADELL *et al.* (1981), analisando as complicações mecânicas ocorridas em reabilitações totais de mandíbula e maxila com implantes osseointegrados num período de 15 anos, constataram que a falta de passividade das estruturas foi a mais comum das causas de fratura dos componentes da estrutura protética, causando o insucesso da reabilitação.

SKALAK (1983) relatou que o sucesso da osseointegração depende da forma como as cargas são transferidas dos implantes ao tecido ósseo. É importante a observação dos princípios biomecânicos nas próteses sobre implantes, sendo

fundamental o ajuste das estruturas para reduzir substancialmente as possíveis falhas por sobrecargas.

Para ALBREKTSSON *et al.* (1988), em pesquisa multicêntrica, avaliaram 8139 implantes em 14 clínicas num período de oito anos e relataram que a passividade das estruturas é um fator relevante para o sucesso dos implantes osseointegrados.

RANGERT *et al.* (1989) afirmaram que a adaptação correta do conjunto da prótese-pilar-parafuso e implante é elemento chave para garantir a elevada capacidade de união do parafuso no suporte e transmissão das cargas mastigatórias.

JEMT (1991) afirmou que a prova da estrutura metálica é parte importante do protocolo para a prevenção de problemas de estabilidade e o devido ajuste oclusal permite maior controle sobre o tratamento protético nos estágios posteriores.

MCGLUMPHY *et al.* (1992), em estudo das supra-estruturas dos implantes, afirmaram que a observação do diâmetro do implante, material e desenho da supra-estrutura da prótese, onde se inclui a adaptação desta ao implante é fundamental para evitar problemas futuros na reabilitação.

WEINBERG (1993) avaliando a distribuição das forças nas estruturas do implante de hexágono externo, afirma que a interface entre o intermediário da prótese e o implante é a região onde ocorre a resultante das forças oclusais, justificando assim a necessidade de passividade da estrutura.

BALSHI (1996), em análise multicêntrica de 4045 implantes por um período de cinco anos, afirmou que a incidência de fratura do implante é pequena (0,2%), porém, quando ocorrem, causam problemas para o paciente e para o clínico.

Dividiu as causas de fraturas em três grupos: 1) Defeitos inerentes ao próprio implante; 2) Ausência de passividade no assentamento da estrutura metálica da prótese e 3) Sobrecarga fisiológica ou biomecânica.

CARR *et al.* (1996), após análise entre conexões pré-fabricadas e plásticas (calcináveis), afirmaram que o acoplamento e o polimento destas conexões possibilitam um aumento na pré-carga dos parafusos de fixação desses componentes. Concluíram que as conexões pré-fabricadas oferecem um melhor comportamento biomecânico quando submetidas às cargas funcionais.

PIATTELLI *et al.* (1998) relataram que a sobrecarga progressiva nas próteses sobre implantes pode levar a perda óssea com posterior fratura do implante. Três condições devem ser observadas para evitar esse problema: A) Desenho da estrutura e manufatura dos implantes; B) Ajuste passivo das estruturas protéticas; C) Cargas fisiológicas sobre os implantes.

KORIOTH *et al.* (1999), em pesquisa sobre o torque necessário para o desparafusamento do intermediário, relataram à necessidade do ajuste passivo da prótese, como condição clínica importante para a preservação do sistema.

BOGGAN *et al.* (1999), analisando a influência da geometria do hexágono em testes de fadiga, relatam que é imprescindível o íntimo contato entre o intermediário e o implante, sendo esta condição de fundamental importância para prevenir ou minimizar a contaminação bacteriana no espaço periimplantar.

GUICHET *et al.* (2002) consideraram que o ajuste passivo da prótese tem sido considerado um pré-requisito para o sucesso e manutenção da osseointegração, mas relata que o conceito de passividade é muito particular e, normalmente, é mais requerido em casos de próteses múltiplas. Propõem que os

implantes sejam restaurados individualmente.

HECKER & ECKERT (2003) avaliaram o comportamento e as adaptações das próteses implanto-suportadas, após cargas cíclicas de 200N em 200.000 ciclos, sugerem que as supra-estruturas das próteses sofrem um aumento do *gap* (espaço), entre os implantes e os intermediários, quando as cargas são induzidas fora do centro das estruturas.

DUNCAN *et al.* (2003) realizaram revisão das complicações ocorridas num período de 36 meses em 103 implantes que foram: soltura e fraturas dos parafusos do intermediário e das próteses. Consideraram que os aspectos oclusais, devem ser sempre avaliados, tais como: guia canina, função em grupo ou balanceada bilateral, guia anterior, ausência ou presença de bruxismo e a ausência de *cantilever*.

TORRADO *et al.* (2004), analisando a resistência das coroas retidas por cimento e por parafuso sobre implantes, consideraram que as próteses retidas por cimento providenciam uma passividade maior do que as retidas por parafuso.

2.4.8 Condições biomecânicas nas próteses sobre implantes

SKALAK (1983), em consideração sobre as condições biomecânicas das próteses sobre implantes, relatou que a distribuição vertical ou lateral das forças aplicadas sobre os implantes depende dos seguintes fatores: número de implantes, distribuição, dos intermediários utilizados e a forma anatômica da prótese. A utilização de *cantilever* incrementa a sobrecarga nas fixações.

KINNI *et al.* (1987), em estudo de fotoelasticidade que compara os implantes Core-Vent e Brånemark, relataram que o excesso de carga, desenho

inapropriado da prótese, configuração do implante, higiene inadequada e o desenho das roscas podem comprometer a transmissão das forças ao tecido ósseo. Os implantes Brånemark distribuíram melhor as cargas ao osso que os Core-Vent.

CLELLAND *et al.* (1993) analisaram as tensões sobre os implantes, por meio da metodologia de fotoelasticidade, utilizando pilares com variação do ângulo (0°, 15° e 20°) e carga de 178N. Observaram um aumento significativo das tensões sobre a estrutura relacionando com o aumento no ângulo do pilar.

MORGAN *et al.* (1993) relataram que a correta distribuição das forças oclusais é essencial para a absorção fisiológica do estresse. Foi observado que a sobrecarga induziu a reabsorção óssea alveolar adjacente à fixação, sendo um fator agravante na indução de falhas.

RODRIGUEZ *et al.* (1994) revisaram a literatura, sob os aspectos biomecânicos dos implantes e relataram que forças geradas em *cantilever* foram extremamente prejudiciais e favorecendo as complicações das próteses sobre implantes. Avaliaram, também, que a passividade entre os componentes é importante para não gerar tensão nos parafusos. A resposta do estresse biomecânico ocorreu na interface implante osso, sendo a área mais crítica para o sucesso em longo prazo das próteses sobre implantes. É importante o direcionamento das cargas ao longo eixo do sistema, resultando em um estresse favorável.

BALFOUR & O'BRIEN (1995), procurando identificar limitações mecânicas nos componentes indicados para próteses unitárias, concluíram que os sistemas antirotacionais internos hexagonais ou octogonais apresentaram resultados superiores aos sistemas de hexágonos externos. Ressalta que o trauma oclusal e a sobrecarga possibilitaram a falha do sistema.

BINON (1995), referindo-se aos sistemas de implantes, afirma que a configuração antirotacional é importante para a sobrevivência biomecânica do sistema das próteses sobre implantes, providenciando maior estabilidade entre aos parafusos.

DIXON *et al.* (1995) afirmaram que para o entendimento da ocorrência do afrouxamento dos parafusos, é fundamental a compreensão dos princípios biomecânicos da oclusão, em especial as conseqüências da incidência das forças laterais. É igualmente importante a pré-carga adequada nos parafusos.

RANGERT *et al.* (1995), com a finalidade de melhorar a distribuição das cargas de tensão aos implantes, sugerem a diminuição de *cantilevers*, estreitamento dos espaços mesio-distal e vestibulo-lingual, pouca inclinação das vertentes internas das cúspides e centralização dos contatos oclusais.

WEINBERG & KRUGER (1995), comparando as variações das cargas no sistema implante/prótese, relataram que a sobrecarga é a maior causa de falhas nos implantes, após a instalação da prótese. Os autores afirmaram que: A) Para cada 10° de aumento na inclinação da vertente da cúspide existe, aproximadamente, 30% de aumento da carga transferida ao sistema implante/prótese; B) Para cada 10° de variação do eixo do implante existe, aproximadamente, 5% de aumento na carga transferida ao sistema implante/prótese; C) Para cada 1 mm de variação do eixo lateral do implante há um incremento de 15% na carga; D) Para cada 1 mm de variação apical ocorre um incremento de aproximadamente 4% na carga (FIG. 4).

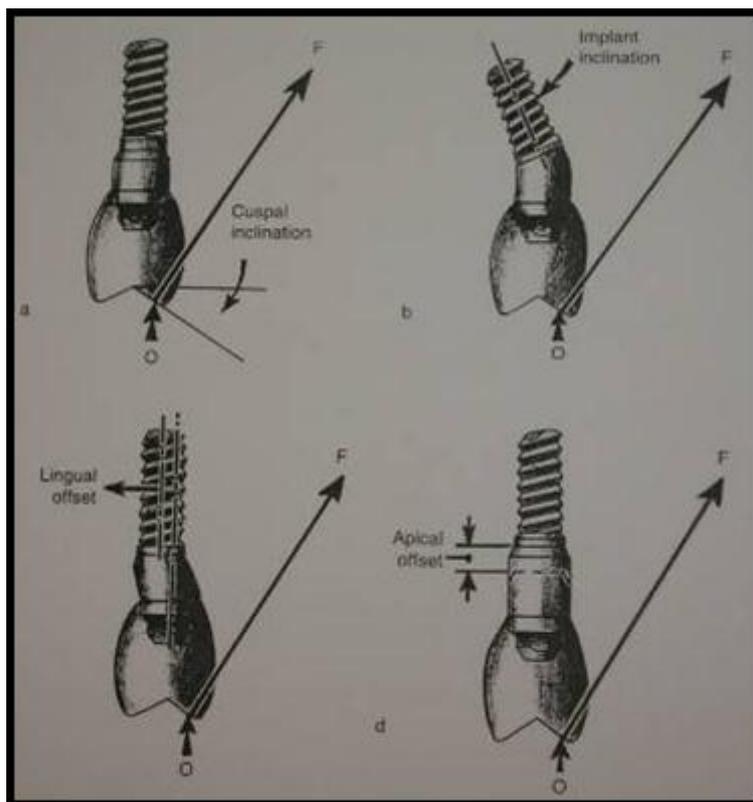


FIGURA 4 - Mostra variação na inclinação das cúspides, inclinação do implante, lingualização do implante e sua colocação mais apicalmente

FONTE: WEINBERG *et al.*, 1995. p. 423.

KAUKINEN *et al.* (1996), em estudo sobre a influência da superfície oclusal na transferência de forças para os implantes, afirmaram que a inclinação das cúspides entre 0° a 33° não apresentou diferença significativa nas forças transmitidas ao tecido ósseo. Concluíram que o desenho da superfície oclusal é de extrema significância para o sucesso, em longo prazo, do tratamento com implantes.

IVANOFF *et al.* (1996), analisando a influência da bicorticalização no suporte e absorção das cargas por parte dos implantes, concluíram que é positivo o efeito da ancoragem nas camadas corticais para o sucesso biomecânico dos implantes.

BASTEN *et al.* (1996) investigaram as cargas cíclicas de fadiga de 70 N

nos componentes CeraOne e Esteticone com cargas cíclicas entre 15.000 e 676.000 ciclos, não constataram diferenças significativas entre os torques aplicados aos componentes (20 a 32 Ncm). Notaram que a área de maior esforço no CeraOne foi concentrada no parafuso do implante e no Esteticone foi o parafuso de fixação do pilar ao implante.

DUYCK *et al.* (1997), em revisão da literatura, concluíram que o sucesso e o insucesso do tratamento com implantes osseointegrados estão relacionados ao modo de transmissão das cargas. Esse mecanismo de absorção varia conforme o tipo de carga, interface osso/implante, qualidade da prótese e capacidade do tecido ósseo. Em análise por elemento finito, indicaram maior concentração de esforços nas áreas de osso cortical e no ápice do implante, parece ser evidente a resposta adaptativa de remodelamento do tecido ósseo vizinho ao implante. Relataram que os *cantilevers* geram sobrecarga aos implantes instalados.

PIATELLI *et al.* (1998) afirmaram que a sobrecarga mastigatória, associada aos hábitos parafuncionais é responsável pelo início da perda óssea ao redor dos implantes, podendo levar à sua fratura por fadiga.

MERZ *et al.* (2000), em estudo com diferentes incidências de força sobre implantes ITI com conexão interna de junta de 8°, afirmam que quando a inclinação da carga é de 30° e 45° representa uma exigência no *stress* do intermediário, sendo esta absorvida pela conexão cônica.

TAYLOR *et al.* (2000) afirmaram que devem ser considerados: a dinâmica mastigatória, o desenho da supra-estrutura e o material de revestimento protético nos estudos da biomecânica dos implantes.

ÇEHRELI & IPLIKÇIOĞLU (2002) compararam cargas axiais e não axiais

sobre implantes suportando próteses fixas, concluindo que as cargas não axiais afetam a perda óssea no colar do implante e sugerem que os implantes apresentem um diâmetro amplo, plataformas oclusais estreitas e contatos oclusais apropriados para que as restaurações possam transmitir as forças ao centro dos implantes.

GUICHET *et al.* (2002) consideraram que o ajuste passivo da prótese, tem sido um pré-requisito para o sucesso e manutenção da osseointegração. Relataram que o conceito de passividade é muito particular e normalmente é mais requerido em casos de próteses múltiplas. Propuseram como alternativa que os implantes sejam restaurados individualmente.

KHRAISAT *et al.* (2002), em ensaios cíclicos de carga perpendicular à coroa dos implantes ITI e Brånemark, relataram que ocorreram fraturas nos implantes Brånemark e não ocorreram alterações nos ITI.

NERGIZ *et al.* (2004) reportaram que as forças mastigatórias nos arcos completos variam entre 450 e 550N até o segundo pré-molar. Afirmaram que os movimentos não axiais são responsáveis pela soltura inicial dos parafusos e que, quando não controlados, culminarão com sua fratura.

3. PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho consiste em:

- 1) Analisar o comportamento mecânico das estruturas que compõe o sistema implante-prótese, quando submetidos a cargas de compressão cíclica;
- 2) Verificar se a pré-carga aplicada aos parafusos é suficiente para manter o sistema estável, quando submetido à carga axial de 100 Ncm;
- 3) Estudar o sistema antirotacional interno e externo quanto:
 - a) Estabilidade;
 - b) Manutenção da estrutura sob as cargas cíclicas;
 - c) Alteração microscópica dos componentes;
- 4) Avaliar mediante MEV a incidência de forças com desvio da força axial em 90°;
- 5) Avaliar a efetividade desta metodologia para quanto à fadiga dos componentes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho experimental é composto de análise da superfície dos componentes por meio da MEV previamente ao estudo, testes de cargas cíclicas e reavaliação da superfície dos componentes, através da MEV, após os testes.

4.1 SELEÇÃO DOS IMPLANTES E PILARES

Todos os implantes e componentes utilizados neste experimento foram doados pela empresas fabricantes.

Foram selecionados quatro implantes com 10 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro (sistema Titanium Fix®), sendo dois de conexão externa e os outros dois de conexão interna.

Foram escolhidos quatro implantes com 11 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro (sistema Neodent®), sendo dois de conexão externa e os outros dois de conexão interna.

Foram escolhidos quatro implantes com 10 mm de comprimento por 4 mm de diâmetro (sistema Conexão®); sendo dois de conexão externa e os outros dois de conexão interna.

Para os implantes de conexão externa foram selecionados os pilares CeraOne (cimentada) e Esteticone (parafusada), em todos os sistemas utilizados.

Para os implantes de conexão interna foram selecionados os pilares sólidos e CeraOne ambos cimentados para o sistema Titanium fix® e UCLA e CeraOne para os sistemas Conexão® e Neodent® ambos cimentados. Pilares

parafusados cônicos para o sistema Titanium fix® e pilares parafusados tipo Esteticone para os sistemas Conexão® e Neodent®.

Nos ensaios os corpos de prova foram numerados de 1 a 12, conforme TAB. 1.

TABELA 1 - Relacionando os implantes, conexões, tipo de retenção, torques, ciclagem e frequência

NÚMERO DAS AMOSTRAS	IMPLANTE	CONEXÃO	TIPO DE RETENÇÃO	TORQUE INT-IMPLANTE	TORQUE-INT-COROA	CICLAGEM	FREQUÊNCIA
I	NEODENT	EXTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	212.600	25 Hz.
II	NEODENT	INTERNA	PARAFUSADA	20N	10N	212.600	25 Hz.
III	TITANIUM-FIX	EXTERNA	CIMENTADA	32N	-	212.600	25 Hz.
IV	TITANIUM-FIX	INTERNA	CIMENTADA	32N	-	212.600	25 Hz.
V	TITANIUM-FIX	INTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	212.600	25 Hz.
VI	NEODENT	INTERNA	CIMENTADA	20N	-	212.600	25 Hz.
VII	NEODENT	EXTERNA	CIMENTADA	32N	-	212.600	25 Hz.
VIII	TITANIUM-FIX	EXTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	212.600	25 Hz.
IX	CONEXÃO	INTERNA	PARAFUSADA	20N	10N	212.600	25 Hz.
X	CONEXÃO	INTERNA	CIMENTADA	20N		212.600	25 Hz.
XI	CONEXÃO	EXTERNA	CIMENTADA	30N		212.600	25 Hz.
XII	CONEXÃO	EXTERNA	PARAFUSADA	30N	10N	212.600	25 Hz.

4.2 CORPOS DE PROVA

Conforme metodologia preconizada por KHRAISAT *et al.* (2002), os implantes foram fixados em base cilíndrica de resina epóxi (resina 1109), com tempo de polimerização de quatro horas a temperatura ambiente. Esta resina possui módulo de elasticidade compatível com o tecido ósseo 13,7 Gpa.

Inicialmente, foram recortados tubos de PVC na dimensão de 23 mm de altura por 17 mm de largura, as resinas foram vazadas nos tubos de PVC, aguardando seu tempo de cura. Em seguida no centro de cada corpo de prova foi realizada perfuração com broca trefina de 4 mm de diâmetro por 12 mm de profundidade. Os implantes foram inseridos na cavidade, deixando-os 1 mm acima da base da resina e fixados com a mesma resina epóxi (FIG. 5 e 6).



FIGURA 5 - Implante de conexão externo fixado no centro da base de resina



FIGURA 6 - Implante de conexão interno fixado no centro da base de resina

A supra-estrutura foi preparada em resina Duralay (Reliance Dental USA) na dimensão de 10 mm de altura por 7 mm de largura. Foi realizada marcação 1 mm abaixo da altura máxima, onde foi inserida a ponta que gerou a força e as cargas cíclicas. Após o corpo de prova foi fundido em liga de titânio, produzido pela Dentaurum (FIG. 7 e 8).



FIGURA 7 - Supra-estrutura com componentes a serem fixados no implante



FIGURA 8 - Mostrando perfuração de 1 mm abaixo da superfície da supra-estrutura onde incidirá a força cíclica

Na FIG. 9 é mostrado esquema com as dimensões do corpo de prova: base da estrutura em resina, espessura e altura do implante, estrutura de titânio e o ponto de incidência da carga. Na FIG. 10 é visto o corpo de prova sendo submetido à fadiga, durante os ensaios de compressão cíclica.

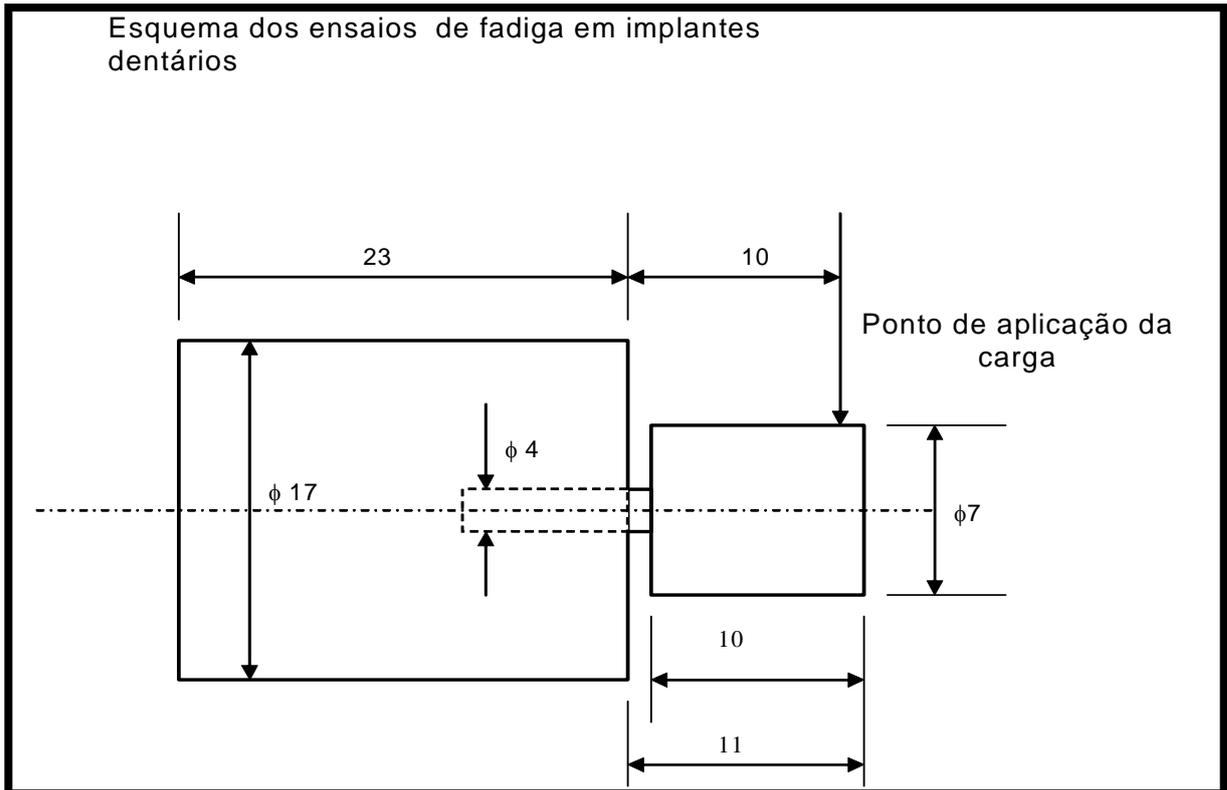


FIGURA 9 - Esquema do corpo de prova e suas dimensões

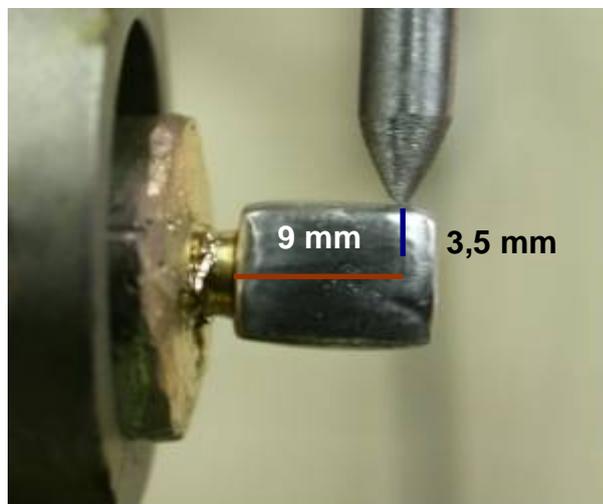


FIGURA 10 - Corpo de prova durante os ensaios

4.3 ANÁLISE DA SUPERFÍCIE DOS COMPONENTES

Todos os componentes (implantes, intermediários e fundição) foram analisados através de MEV (Microscopia Eletrônica de Varredura) previamente aos

ensaios de fadiga. Após os testes o conjunto foi desmontado com torquímetro produzido pela Neodent®, que foi aferido previamente, para avaliar a preservação do torque e nova análise dos componentes. Para tornar as superfícies condutoras, a estrutura de resina dos corpos de prova foram submetidas previamente a banho de ouro. A MEV foi realizada no microscópio JEOL (JAPAN), mod. JXA-840-A, no Instituto de Engenharia Mecânica da UNICAMP (Campinas-SP).

4.4 TESTES DE FADIGA

Os corpos de prova foram montados na base de resina, onde já estava instalado o implante, com um torque de 32 Ncm no intermediário para os componentes do sistema Conexão Externa e Conexão Interna, do sistema Titanium fix®. Para o componente do HE e prótese parafusada o torque no parafuso de conexão do intermediário à coroa é de 10 Ncm. Os componentes foram retorqueados dez minutos após o torque inicial. Para os casos de prótese cimentada, a supra-estrutura foi fixada com cimento Temp-Bond®, com uma pressão de 10 Kg durante um período de dez minutos.

Nos corpos de prova do sistema Neodent®, o torque foi de 20 Ncm, nos intermediários aplicados sobre os implantes com conexão interna e 32 Ncm nos intermediários sobre os implantes de conexão externa. Para os parafusos que retém a coroa ao intermediário foi aplicado torque de 10 Ncm. Os componentes foram retorqueados dez minutos após o torque inicial. A supra-estrutura foi fixada com cimento Temp-Bond®, com uma pressão de 10 Kg durante um período de dez minutos.

Para os corpos de prova do sistema Conexão® o torque foi de 20 Ncm

nos intermediários para prótese cimentada com HI e nas parafusadas do HE e HI e 10 Ncm para a conexão da prótese ao intermédio. Com 30 Ncm foi parafusado o intermediário do corpo de prova HE na prótese cimentada. Os componentes foram retorqueados dez minutos após o torque inicial. Para os casos de prótese cimentada, a supra-estrutura foi fixada com cimento Temp-Bond®, com uma pressão de 10 Kg durante um período de dez minutos.

Para viabilizar a incidência da força perpendicular ao corpo de prova foi confeccionada peça onde o corpo de prova foi instalado (FIG. 11). As cargas cíclicas de fadiga foram realizadas pela máquina MTS (Material Testing System), Minneapolis-Minnesota, USA; modelo 810, software TestStar II. O equipamento para a ciclagem possui capacidade de 100 kN, ou 10 Ton. Foi utilizada célula de carga com capacidade para 100 N. A razão da carga foi 0,1, ou seja, no afastamento maior da ponta da máquina ao corpo, havia uma pressão de 10 N e no maior esforço a carga era de 100 N (FIG. 12).

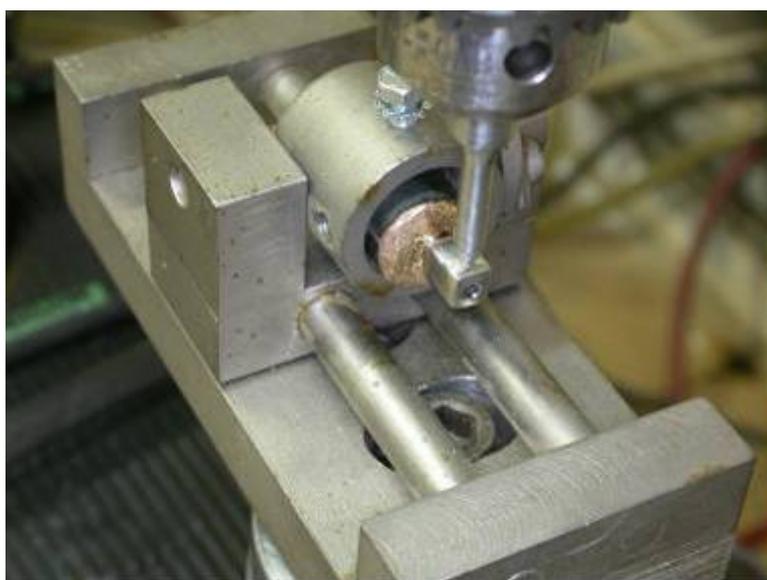


FIGURA 11 - Corpo de prova instalado e montado em dispositivo específico sobre a MTS sendo preparado para receber a carga cíclica

Para o presente ensaio foi utilizado um carregamento de 212.600 ciclos com carga de 100N na frequência de 25 Hz, com angulação de 90° em relação ao eixo de inserção dos componentes aos implantes. O momento de força concentrado no assentamento do intermediário ao implante é próximo a 1094 Kgf. Esta metodologia simula UM ano de função dos componentes, pois num período de 24 horas a média de mastigação e deglutição é em torno de 590 vezes, conforme publicado por OKESSON em 2000.

Após os ensaios o corpo de prova foi desmontado, utilizando-se sistema de contra torque para avaliar a manutenção do torque pré-estabelecido antes do ensaio.



FIGURA 12 – Máquina de ensaio cíclico

5. RESULTADOS

Durante os ensaios o deslocamento máximo e mínimo dos corpos de prova na razão de 0,1, foi entre 0,51 para o corpo de prova VII e 1,70 para o corpo de prova IV.

Para facilitar a leitura dos dados, dividimos as amostras em três grupos, de acordo com o fabricante, que estão relacionados nas TAB. 2, 3 e 4.

Na TAB. 2 avaliamos que entre os implantes fabricados pela Neodent® o deslocamento mínimo foi de 0,51 e o máximo de 1,26, sendo que os menores deslocamentos situaram-se nas próteses cimentadas, deve ser observado que a relação entre o menor e o maior deslocamento foi superior 1:2. Foi observado que não ocorreu a soltura nem fratura das próteses dos intermediários.

TABELA 2 - Comparativa entre os implantes Neodent® quanto ao deslocamento durante os ensaios

IMPLANTE	CONEXÃO	TIPO DE RETENÇÃO	TORQUE INT-IMPLANTE	TORQUE-INT-COROA	DESLOCAMENTO
NEODENT	EXTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	1,26
NEODENT	INTERNA	PARAFUSADA	20N	10N	0,91
NEODENT	INTERNA	CIMENTADA	20N	-	0,67
NEODENT	EXTERNA	CIMENTADA	32N	-	0,51

Na TAB. 3 está a avaliação dos implantes Titanium-fix® onde o deslocamento menor foi de 1,04 e o maior 1,70, sendo que os menores ocorreram nas próteses parafusadas, porém a relação entre o menor e o maior deslocamento foi de 1:1;2, sendo mais homogênea que a da Neodent®. Nos corpos de prova da Titanium-fix® não ocorreu soltura nem fratura das próteses dos intermediários.

TABELA 3 - Comparativa entre os implantes Titanium fix® quanto ao deslocamento durante os ensaios

IMPLANTE	CONEXÃO	TIPO DE RETENÇÃO	TORQUE INT-IMPLANTE	TORQUE-INT-COROA	DESLOCAMENTO	ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS
TITANIUM-FIX	EXTERNA	CIMENTADA	32N	-	1,57	
TITANIUM-FIX	INTERNA	CIMENTADA	32N	-	1,70	
TITANIUM-FIX	INTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	1,14	
TITANIUM-FIX	EXTERNA	PARAFUSADA	32N	10N	1,04	

Na TAB. 4 estão descritos os ensaios para os implantes Conexão® onde os deslocamentos situaram-se entre 0,54 e 0,90. Nessas amostras não ocorreram qualquer soltura ou fratura das próteses aos intermediários. Os menores deslocamentos encontraram nas conexões internas.

TABELA 4 - Comparativa entre os implantes Conexão® quanto ao deslocamento durante os ensaios

IMPLANTE	CONEXÃO	TIPO DE RETENÇÃO	TORQUE INT-IMPLANTE	TORQUE-INT-COROA	DESLOCAMENTO	ALTERAÇÕES ESTRUTURAIS
CONEXÃO	EXTERNA	CIMENTADA	30N	-	0,90	
CONEXÃO	INTERNA	CIMENTADA	20N	-	0,73	
CONEXÃO	INTERNA	PARAFUSADA	20N	10N	0,54	
CONEXÃO	EXTERNA	PARAFUSADA	30N	10N	0,76	

Na TAB. 5 são relacionados à preservação dos torques aplicados nos intermediários e nos parafusos de retenção das coroas. É importante relatar que não houve a preservação dos torques aplicados nos intermediários, exceto nos corpos de prova de número IX e X, onde o torque para remoção após os ensaios foi o mesmo aplicado antes dos ensaios. Os torques aplicados nos parafusos que retiveram as coroas aos intermediários foram preservados.

TABELA 5 - Comparativa entre os torques aplicados nos componentes antes e após os ensaios

NÚMERO DAS AMOSTRAS	IMPLANTE	CONEXÃO	TORQUE INTERM-IMPLANTE-PRE	TORQUE INTERM-IMPLANTE-POS	TORQUE-INTER-COROA PRE	TORQUE-INTER-COROA POS
I	NEODENT	EXTERNA	32N	Menor 20N	10N	10N
II	NEODENT	INTERNA	20N	Menor 20N	10N	10N
III	TITANIUM-FIX	EXTERNA	32N	Menor 32N	-	-
IV	TITANIUM-FIX	INTERNA	32N	Menor 32N	-	-
V	TITANIUM-FIX	INTERNA	32N	Menor 32N	10N	10N
VI	NEODENT	INTERNA	20N	Menor 20N	-	-
VII	NEODENT	EXTERNA	32N	Menor 32N	-	-
VIII	TITANIUM-FIX	EXTERNA	32N	Menor 32N	10N	10N
IX	CONEXÃO	INTERNA	20N	20N	10N	10N
X	CONEXÃO	INTERNA	20N	20N		
XI	CONEXÃO	EXTERNA	30N	Menor 30 N		
XII	CONEXÃO	EXTERNA	30N	Menor 30N	10N	10N

Na TAB. 6 são relacionados com + os componentes que apresentaram alterações nas estruturas e com – aqueles que não sofreram alterações após os ensaios cíclicos de fadiga. Foi observado que nos parafusos dos intermediários ocorreu fadiga nas roscas. Em alguns corpos de prova, verificou-se fadiga na superfície dos implantes de hexágono externo, bem como é relevante observar que há uma diferença significativa nos componentes fundidos em relação àqueles usados.

TABELA 6 - Comparativa quanto à preservação das estruturas após os ensaios

IMPLANTE	CONEXÃO	MEV POS ENSAIO IMPLANTE	MEV POS ENSAIO PARAFUSO INTERMEDIARIO	MEV POS ENSAIO PARAFUSO UNIAO COROA
TITANIUMFIX(III)	EXTERNA	-	-	-
TITANIUM-FIX(VIII)	EXTERNA	+	+	-
TITANIUM-FIX(IV)	INTERNA	-	-	-
TITANIUM-FIX(V)	INTERNA	-	-	-
NEODENT(VI)	INTERNA	-	-	-
NEODENT(II)	INTERNA	-	-	-
NEODENT(VII)	EXTERNA	+	-	-
NEODENT(I)	EXTERNA	-	-	-
CONEXÃO(IX)	INTERNA	+	-	-
CONEXÃO(X)	INTERNA	-	-	-
CONEXÃO(XI)	EXTERNA	-	-	-
CONEXÃO(XII)	EXTERNA	-	-	-

Deve ser observado que nos corpos de prova onde houve a fundição de componentes é relevante a diferença entre estas fundições e as peças usinadas, conforme se pode notar nas figuras (FIG. 13 e 14). No corpo de prova IV deve-se relatar que houve alteração nos ângulos de união do hexágono após o ensaio com um pequeno arredondamento desses ângulos (FIG. 15 e 16).

Pequenas alterações podem ser notadas nas roscas do parafuso que retém o intermediário tipo esteticone ao implante de hexágono externo no corpo de prova número V (FIG. 17 e 18). É importante, ainda, observar que não houve padronização na espessura da rosca no parafuso que retém a prótese ao intermediário (FIG. 22).

Outra pequena alteração que pode ser notada é no hexágono externo do implante com uma pequena fadiga na superfície externa da conexão (FIG. 20 e 21).

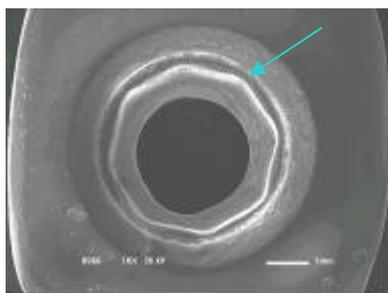


FIGURA13 - Fundível para Conexão interna - Cone Morse

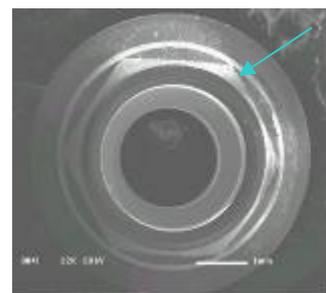


FIGURA 14 - Componente pré-fabricado. Esteticone

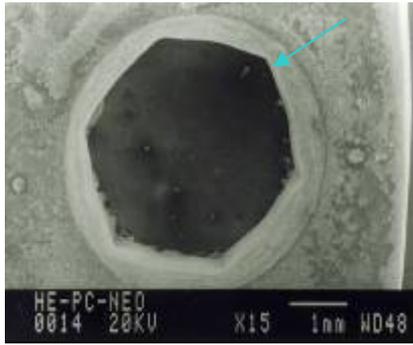


FIGURA15 - Fundível para Conexão externa antes do ensaio

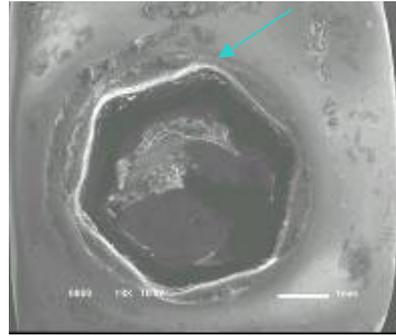


FIGURA 16 - Fundível para Conexão externa após o ensaio

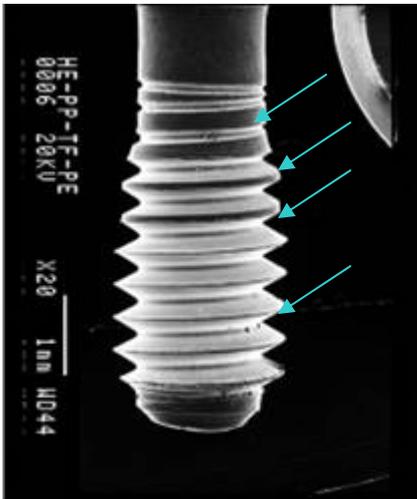


FIGURA 17 - Parafuso do esteticone antes do ensaio

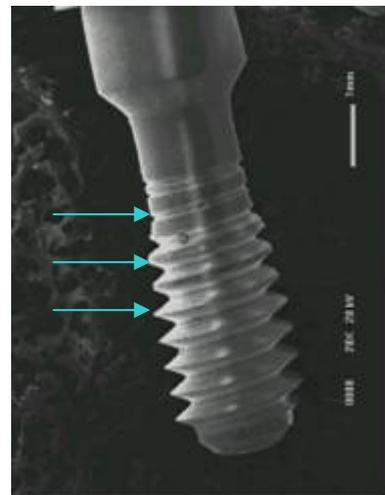


FIGURA 18 - Parafuso do esteticone após o ensaio

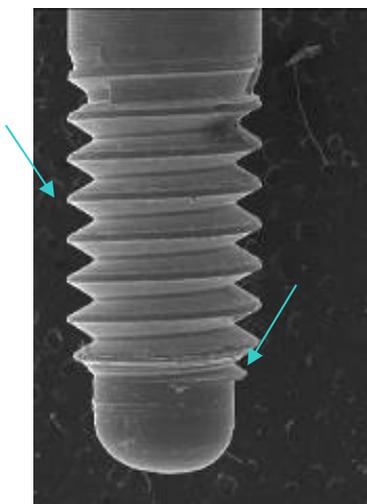


FIGURA 19 - Parafuso do UCLA antes do ensaio

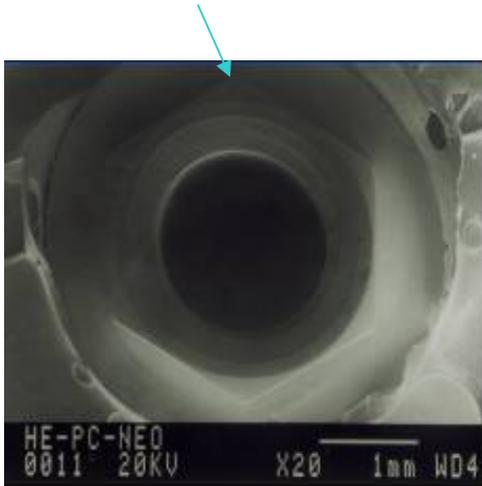


FIGURA 20 - Implante de conexão externa antes do ensaio

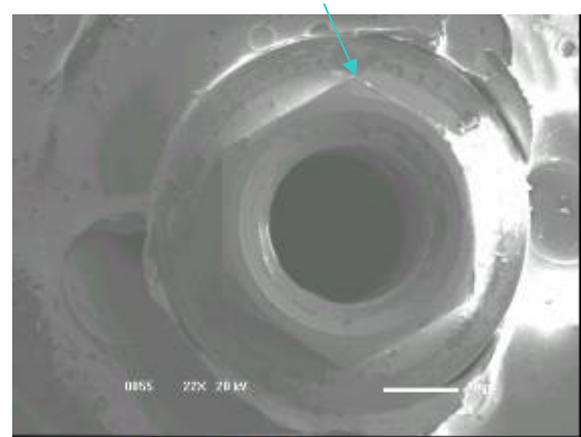


FIGURA 21 - Implante de conexão externa após o ensaio

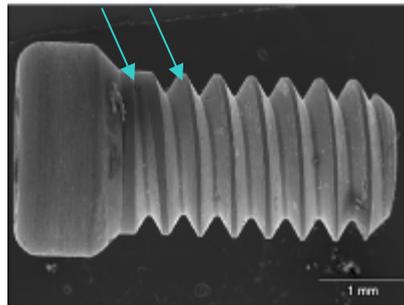


FIGURA 22 - Parafuso de conexão da prótese ao intermediário

6. DISCUSSÃO

A revista da literatura mostrou-nos a preocupação dos pesquisadores com os aspectos relacionados à fadiga dos materiais, ao estabelecimento correto das pré-cargas, as tolerâncias dimensionais e as condições biomecânicas nas próteses sobre implantes.

Com a finalidade de avaliar o momento de força mais extremo da carga sobre as estruturas, a força aplicada sobre o corpo de prova foi perpendicular ao longo do seu eixo, conforme a proposta de KHARAI SAT *et al.* (2002). Essa situação tende ao deslocamento ou fadiga nas estruturas, já que para OKESSON (2000) é importante estabelecer condições ideais às forças oclusais para transferi-las a todo o sistema estomatognático, permitindo seu funcionamento efetivo e, ao mesmo tempo, minimizando o dano a algum componente do sistema. Estas forças devem ser dirigidas ao longo do eixo da reabilitação.

A ciclagem de 212.600 ciclos determinada nesse ensaio, simulando um ano de função na boca foi baseada nos relatos realizados por OKESSON (2000), cujo total de movimentos de mastigação e deglutição num período de 24 horas é em média 590 vezes.

Em nossos ensaios pode ser reconhecido o início de falha por fadiga devido à formação de ressaltos e reentrâncias, que segundo BEER & JOHNSTON (1995) e WISKOTT *et al.* (1995) é uma das características da ocorrência de falha por fadiga, o que para LOPES *et al.* (2000) pode estar relacionado a carregamentos repetidos com a mesma força e frequência, o que foi um dos objetivos de nossos ensaios.

Chama-nos a atenção para a não ocorrência de soltura ou fratura dos parafusos ou de componentes do conjunto analisado, uma vez que, apesar dos altos índices de sucesso nas reabilitações sobre implantes, foram situações freqüentemente encontradas na literatura, conforme ADELL *et al.* (1981). Em virtude dessas intercorências, em 1986, ALBREKTSSON *et al.* e posteriormente em 1989, SMITH & ZARB, estabeleceram critérios de sucesso para os implantes, JEMT *et al.* (1990) propuseram alterações protéticas para o tratamento com implantes unitários, aplicando os conhecimentos básicos da osseointegração.

É importante relatar que a imobilidade do conjunto resina, implante, intermediários e supra-estrutura seguiram um critério básico da osseointegração que é a estabilidade primária, extremamente relevante para o sucesso na implantodontia, sendo relatado por MEREDITH, 1998 e SENNERBY & ROSS, 1998, mesmo com o estabelecimento desses parâmetros a osseointegração passou a observar alguns fracassos parciais ou totais; que pode ser precoce ou tardio, dependendo do período de sua ocorrência (TONETTI, 1998; ESPÓSITO *et al.*, 1999; PINTO *et al.*, 2000).

Outro aspecto importante que chama a atenção é a passividade ocorrida no conjunto, uma vez que sua ausência pode levar a falhas ou insucesso, conforme BALSCHI (1996), PATTERSON & JOHNS, 1992 e JEMT & PETERSON, 1993. Não podemos observar, por não ser objetivo do estudo, a ocorrência de complicações como a perda da função de ancoragem, perda óssea progressiva, complicações gengivais que são exaustivamente discutidas por ADELL *et al.*, 1981; BINON, 1994; HAACK *et al.*, 1995; McGLUMPHY *et al.*, 1998; MERZ *et al.*, 2000; KHRAISAT *et al.*, 2002; GOODACRE *et al.*, 2003 e LANG *et al.*, 2003.

Em nossos ensaios foram encontradas alterações dimensionais entre os passos de rosca dos intermediários (FIG. 16, 17, 18 e 21), bem como nos parafusos

que retém as coroas aos intermediários, a falta de homogeneidade pode levar ao acoplamento incorreto das estruturas de união das roscas, deformando-as ou ainda proporcionando uma transmissão incorreta da carga ao tecido ósseo, pois o torque adequado ocorre no ângulo de união das roscas dos parafusos, conforme BRUGUETE *et al.* (1994). É importante o estabelecimento de parâmetros dimensionais que minimizem os efeitos das cargas sobre o sistema. As tolerâncias dimensionais são relatadas na literatura como fundamentais para a preservação do sistema (BINON, 1994; BINON, 1995; BINON, 1996; MA *et al.*, 1997; ELIAS *et al.*, 1999; HANSES *et al.*, 2002; HECKER & ECKERT, 2003; KHRAISAT *et al.*, 2004; CARRILHO *et al.*, 2005). GRATTON *et al.* (2001) complementaram que a ocorrência de microfenda de 17 μm , permite a invasão bacteriana, podendo irritar os tecidos periimplantares, não sendo possível, essa avaliação em nossos ensaios.

Como parte da metodologia do ensaio foi importante à utilização de equipamento adequado, como por exemplo, o aperto dos parafusos com torquímetro e o protocolo estabelecido pelos fabricantes na aplicação dos torques dos componentes, são de fundamental importância para a longevidade das reabilitações, sendo preconizado por RANGERT *et al.* (1989), onde a pré-carga nos componentes é um fator importante para minimizar futuros problemas e colaboram para suportar as cargas durante a função. BINON (1998) e GROSS *et al.* (1999) afirmaram que o aperto ou torque (pré-carga) manual é insuficiente para manter e prevenir o afrouxamento dos parafusos quando a estrutura é submetida a carga funcional.

É importante relatar que em nossos ensaios a pré-carga inicial foi aplicada com torquímetro e a carga variou de 10 a 32 Ncm (TAB. 5), conforme indicam os fabricantes. A pré-carga deve respeitar o limite elástico do material (SAKAGUCHI & BORGERSEN, 1995). Na literatura o estabelecimento de padrões de pré-carga pelas

diversas companhias varia de 10 a 45 Ncm, dependendo do intermediário e do tipo de retenção que a prótese receberá (ANDERSSON *et al.*, 1992; JORNEUS *et al.*, 1992; PATTERSON & JOHNS, 1992; BURGUETE *et al.*, 1994; HAACK *et al.*, 1995; MOLLERSTEN *et al.*, 1997; BINON, 1998; LANG *et al.*, 1999; SIAMOS *et al.*, 2002; LANG *et al.*, 2003; DING *et al.*, 2003). ALKAN *et al.* (2004), utilizando a metodologia de elemento finito mostrou que estas pré-cargas são suficientes para manter o sistema equilibrado.

Com o estabelecimento dos padrões de pré-carga, conforme recomendado por McGLUMPHY *et al.* (1998) e PERRIARD *et al.* (2002), não foi observado à soltura ou afrouxamento de nenhum dos parafusos que retiveram as coroas aos intermediários e também as coroas aos implantes, conseguindo que as forças de união fossem maior que as de separação, mantendo a integridade do sistema, Estes resultados foram de acordo com os achados por DIXON *et al.* (1995) e MERZ *et al.* (2000), LEE *et al.* (2002) e TZENAKIS *et al.* (2002). Isto contradiz com os relatados pelo pesquisador ABOYOUSSEF *et al.* (2000) o qual preconiza que a pré-carga no parafuso da prótese deve ser superior a 10 Ncm, pois esta carga é insuficiente para prevenir o afrouxamento e a desestabilização do parafuso da coroa.

Notamos que os torques de 20 e 32 Ncm utilizados em nossos ensaios (TAB. 5) foram suficientes para prevenir o afrouxamento ou mesmo a soltura dos parafusos e da coroa durante a ciclagem, mantendo o sistema estável, este resultado está em desacordo com o proposto por GRATTON *et al.* (2001) o qual preconiza o torque inferior a 32 Ncm é insuficiente para manter a estabilidade do sistema. KHRAISAT *et al.* (2002, 2004) afirmaram que a pré-carga de 32 Ncm nos pilares CeraOne e 35 Ncm nos pilares sólidos são suficientes para prevenir a soltura dos parafusos, essa conclusão é confirmada por WISKOTT *et al.* (2004).

Um aspecto bastante interessante verificado foi que embora não tenha ocorrido soltura e ou fratura de parafusos não houve a preservação dos torques estabelecidos nos corpos de prova, que foram aplicados conforme SAKAGUCHI & BORGENSEN (1995). Verificamos algumas diferenças, em especial, nos casos dos intermediários diretos sobre os implantes onde a pré-carga variou entre 20 Ncm e 32 Ncm. Para o torque aplicado nos parafusos que retém a coroa aos intermediários todos os sistemas sugerem o torque de 10 Ncm, não havendo especificação quanto ao tipo de material, se ouro ou titânio. Houve a preservação dos torques aplicados nos corpos de prova onde a conexão foi interna com os torques aplicados de 20 Ncm, exceto para o corpo de prova IV onde o torque aplicado foi de 32 Ncm, enquanto que nos corpos de prova de conexão externa nenhuma pré-carga foi preservada após os ensaios. Para os parafusos que retiveram as coroas aos intermediários, todos os pretorques de 10 Ncm foram preservados (ADELL *et al.*, 1981; ALBREKTSSON *et al.*, 1988; RANGERT *et al.*, 1989; JEMT *et al.*, 1992; MORGAN *et al.*, 1993; LANEY *et al.*, 1994; RANGERT *et al.*, 1995; BALSHI, 1996; PIATELLI *et al.*, 1998; TAYLOR *et al.*, 2000; IVANOFF *et al.*, 2000; GOODACRE *et al.*, 2003; TORRADO *et al.*, 2004).

Ficou evidenciado que a pré-carga nos intermediários de conexão externa deve ser reavaliada, uma vez que na literatura são citados que esta carga inicial deve ser acima de 32 Ncm, conforme JORNEUS *et al.* (1992), MOLLERSTEN *et al.* (1997), LANG *et al.* (1999, 2003), GRATTON *et al.* (2001) e DING *et al.* (2003). Para WISKOTT *et al.* (2004), a pré-carga acima de 35 Ncm é um mecanismo de resistência que aumenta com a elevação da pré-carga.

Não foi verificado qualquer desajuste entre os implantes e os intermediários e entre estes e as coroas, o que é freqüentemente relatado por

RANGERT *et al.* (1989), JEMT *et al.* (1992), JEMT & PETERSON (1993), LANEY *et al.* (1994), DIXON *et al.* (1995), DUYCK *et al.* (1997), ABOYOUSSEF *et al.* (2000), BINON (2000), MERZ *et al.* (2000) e GOODACRE *et al.* (2003).

É importante realçar que todos os parafusos de conexão utilizados foram de titânio, não sendo encontrada qualquer desestabilização do sistema com a preservação e estabilidade dos sistemas de conexão interna e externa. JEMT & PETERSON (1993) e LANEY *et al.* (1994) afirmaram que uma forma de minimizar a desestabilização do sistema é a substituição do parafuso de titânio pelo parafuso de ouro. MERZ *et al.* (2000) afirmaram que a soltura de parafusos é maior nos intermediários cujo hexágono seja inferior a 2 mm, sendo confirmado por ABOYOUSSEF *et al.* (2000).

Verificamos em nossas amostras de MEV que os componentes usinados possuem melhor contorno e conformação que os calcináveis (FIG. 12, 13, 14 e 15), o que é referido por CARR *et al.* (1996), porém um achado importante em nossos ensaios foi que não houve diferença entre a estabilidade dos corpos de prova usinados e calcinados. Não notamos qualquer alteração quanto ao comportamento biomecânico entre os dois tipos de material quando comparados entre si. É relevante para a manutenção biomecânica do sistema a adaptação e passividade entre seus componentes, garantindo a capacidade de união entre eles e a transmissão adequada da carga aplicada na coroa a todo o sistema, reduzindo substancialmente a possíveis falhas. Estas observações foram relatadas por ADELL *et al.* (1981); SKALAK (1983); ALBREKTSSON *et al.* (1988); RANGERT *et al.* (1989); JEMT (1991); McGLUMPHY *et al.* (1992); WEINBERG (1993); BALSHI (1996); PIATELLI *et al.* (1998); KORIOTH *et al.* (1999); HECKER & ECKERT (2003); DUNCAN *et al.* (2003) e TORRADO *et al.* (2004).

Ainda quanto ao aspecto da preservação dos sistemas não notamos diferença quanto à distribuição das forças entre os corpos de prova retidos por parafusos e os por cimento, nem uma maior ou menor passividade entre os dois, o que é referido por JEMT (1991); WEINBERG (1993); PIATELLI *et al.* (1998); BOGGAN *et al.* (1999); HECKER & ECKERT (2003); DUNCAN *et al.* (2003) e TORRADO *et al.* (2004). É importante o relato feito por GUICHET *et al.* (2002) que consideram a passividade um conceito muito particular, sendo requerido especialmente em próteses múltiplas e propõem, como alternativa, que os implantes sejam restaurados individualmente, independentes de serem parafusados ou cimentados.

A transmissão da força aplicada na coroa no sentido perpendicular funcionou como um *cantilever*, sendo um fator determinante para a desestabilização do sistema, pois gera um excesso de carga, podendo comprometer a transmissão desta ao implante e ao tecido ósseo. Isto é relatado por SKALAK (1983); KINNI *et al.* (1987); RODRIGUES *et al.* (1994); BINON (1995); KAUKINEN *et al.* (1996); ÇEHRELI & IPLIKÇIOĞLU (2002) e NERGIZ *et al.* (2004). Esta observação é complementada por CLELLAND *et al.* (1993); WEINBERG & KRUGER (1995) e KAUKINEN *et al.* (1996), os quais afirmaram que quanto maior a variação do ângulo do intermediário ao implante, maior será a tensão sobre as estruturas e tecido ósseo. Esta tensão é incrementada quando são utilizados cantileveres nas próteses, que geram sobrecargas prejudiciais à biomecânica dos implantes (SKALAK, 1983; RODRIGUEZ *et al.*, 1994; DIXON *et al.*, 1995; DUYCK & NAERT, 1997).

Uma situação observada em nossos ensaios foi que não houve qualquer alteração quanto à fadiga dos parafusos quando comparados entre si, conforme BASTEN *et al.* (1996) que não notaram diferença significativa entre os ensaios com

intermediários cimentados e parafusados, quanto à fadiga dos parafusos, no entanto KHARAI SAT *et al.* (2002), ao estudarem os ensaios com implantes ITI (conexão interna) e Brånemark (conexão externa) ocorreram diferenças significativas quando submetidos a cargas perpendiculares. MERZ *et al.* (2000) relataram que a conexão tipo Morse de 8° absorve a inclinação das cargas. Em nossos ensaios não foram notadas diferenças de fadiga dos componentes entre os hexágonos interno e externo, ou qualquer tipo de fratura.

As cargas aplicadas em todas as amostras foram maiores que as funcionais *in vivo*. Baseados na metodologia utilizada por KHARAI SAT *et al.* (2002) a carga utilizada foi de 100 Ncm, com a direção da força, sendo perpendicular ao longo do eixo da prótese e do implante, uma vez que na boca há fatores que aumentam a carga recebida pelo tecido ósseo, tais como: altura das cúspides, largura da mesa oclusal e *cantilevers* que podem aumentar a força aplicada, como relataram CLELLAND *et al.* (1993); WEINBERG & KRUGER (1995); KAUKINEN *et al.* (1996) e NERGIZ *et al.* (2004).

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo laboratorial pode-se concluir que:

1. Quanto ao comportamento mecânico mediante análise de MEV não houve alteração nos componentes que compromettesse a longevidade do ensaio. Notamos que não há padronização nas roscas dos parafusos entre os sistemas de implantes, em especial, dos intermediários e dos que retêm as coroas aos intermediários;
2. A pré-carga de 10 Ncm no parafuso de fixação da coroa ao intermediário foi preservada e mostrou-se eficiente para transmissão da força da coroa ao intermediário. Para a pré-carga de 20 e 32 Ncm nos parafusos dos respectivos intermediários mostrou-se suficiente para a transmissão da força aplicada à coroa, transferida ao implante e à manutenção da estabilidade do sistema, embora não tenha sido mantida;
3. Não houve diferença quanto à deformação do sistema de conexão interna ou externa na absorção das forças cíclicas aplicadas na coroa;
4. Os corpos de prova mantiveram-se estáveis durante o período dos ensaios cíclicos, não ocorrendo afrouxamento ou soltura de componentes, nas análises de MEV, após os ensaios, não houve deformação significativa que compromettesse ou interrompesse o ensaio;
5. Sugerimos que as amostras devam ser submetidas a novos testes estendendo-se para um período de cinco anos, totalizando 1.063.000 ciclos, reavaliadas a cada ano, para um melhor análise quanto à sua longevidade.

ABSTRACT

The osseointegrated implants, due to the extremely positive results, constitute the first treatment option for the rehabilitation of partial and total edentulous patients. However, it is important to observe the distribution of the physiological load on the osseous tissue. Nevertheless, some mechanical complications are to be observed, among them the looseness of screw because of overload, inadequate pre-load, insufficient number of clampings, lack of passivity in the prosthetic structure and fatigue of the metallic components. The occurrence of these events may lead to osseous loss around the implants, its possible fracture and consequently implant loss. To assess these aspects, the present work analyse experimentally the resistance to fatigue of the ossointegrated implant component. Fatigue tests were conducted through cyclical compression above the crown of the pillar, with axial load of 90° along the axis of the crown. A 10 Ncm torque was applied to the suprastructure retained by a screw and a 20 to 32 Ncm torque was applied to the intermediaries as recommended by the manufacturers, aiming to assess the component and implant resistance to fatigue. We conclude that the initial pre-load recommended by the manufacturer for the intermediate screw shall be re-assessed since it was not preserved at the end of the tests. Another important note to be taken is that the companies must better standardize the screw thread. All components and implants could satisfactorily bear the 100N load in a 25 Hz frequency for 212.600 cycles applied to the bodies during the tests.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J Prosthet Dent** 2000; 83: 450-5.
2. Adell R, Lekholm U, Rockeler B et al. A 15-Years study osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg** 1981 Dec; 10(6): 387-416.
3. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P et al. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1986; 1(1): 11-25.
4. Albrektsson A, Dahl E, Enbom L et al. Osseointegrated oral implants: a swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J Periodontol** 1988 May; 287-96.
5. Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J Prosthet Dent** 2004; 91: 319-25.
6. Andersson B, Odman P, Carlsson L et al. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992; 7: 105-11.
7. Balfour A, O'Brien RG. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent** 1995; 73: 36-43.
8. Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996 Sept-Oct; 11(5): 660-6.
9. Basten HC, Nicholls IJ, Daly HC. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11(4): 522-8.
10. Beer PF, Johnston ER. **Resistência dos materiais**. São Paulo: Makron Books; 1995. cap. 6. p. 635-9.

¹ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic baseado no modelo Vancouver de 1997, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

11. Binon PP. The role of screws in implants systems. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994; 9: 48-63.
12. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analog. **Int J Prosthodont** 1995; 8(2): 162-78.
13. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implant. **Implant Dent** 1996; 5: 235-48.
14. Binon PP. Evaluacion of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent** 1998; 79(4): 430-2.
15. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15: 76-94.
16. Boggan RS, Strong JT, Misch CE et al. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J Prosthet Dent** 1999; 82: 436-40.
17. Burguete RL, Johns RB, King T et al. Tightning characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent** 1994; 71: 592-9.
18. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finish and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11: 589-98.
19. Carrilho GPB, Dias R, Elias CN. Comparison of external and internal hex implants rotational freedom: a pilot study. **Int J Prosthodont** 2005; 18: 165-6.
20. Çehreli MC, Iplikçioğlu H. In vitro strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. **Implant Dent** 2002; 11: 286-92.
21. Clelland N, Gilat A, MacGlumphy EA et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993; 8: 541-8.
22. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL et al. Evaluation of the ITI morse taper implant/abutment design with an internal modification. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003; 18: 865-72.

23. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J Prosthet Dent** 1995; 74: 270-8.
24. Duncan JP, Nazarova E, Vogiatzi T et al. Prosthodontic complications in a prospective clinical trial of single-stage implants at 36 months. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003; 18: 561-5.
25. Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol Health Care** 1997 Oct; 5(4): 253-73.
26. Elias CN, Vieira LH, Lima JHC. Tolerâncias dimensionais em implantes dentários. **Rev Bras Odontol** 1999; 5: 234-8.
27. Espósito M, Hirsch JM, Lekholm U. Differential diagnosis and treatment strategies for biologics complications and failing oral implants: a review of the literature. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999 July-Aug; 106(4): 473-90.
28. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent** 2003; 90: 121-32.
29. Gratton DG, Aquilino SA, Standord CL. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthet Dent** 2001; 85: 47-52.
30. Gross M, Kozak D, Laufer BZ et al. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. **J Prosthet Dent** 1999; 81: 574-8.
31. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of iplinting and interproximal contact tightness (firmeza) on load transfer by implant restorations. **J Prosthet Dent** 2002; 528-35.
32. Haack JE, Sakaguchi R, Sun T et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10: 529-36.
33. Hanses G, Smedberg JI, Nilmer K. Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. **Clin Oral Implant Res** 2002; 13: 666-70.

34. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: Changes in component fit over time. **J Prosthet Dent** 2003; 89: 346-51.
35. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono-and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Surg** 1996; 25: 229-35.
36. Ivanoff CJ, Grondahl K, Bergstrom C et al. Influence of bicortical or monocortical anchorage on maxillary implant stability: a 15-Year retrospective study of Branemark system implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15: 103-10.
37. Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3-year follow-up study on early single implant restorations ad modum Branemark. **Int J Periodontics Restorative Dent** 1990; 10(5): 340-9.
38. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991; 6(3): 270-6.
39. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual check-up. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992; 7: 40-4.
40. Jemt T, Petterson PA. A 3-year follow-up study on single implant treatment. **J Dent** 1993; 21: 203-8.
41. Jörneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992; 7: 353-9.
42. Kaukinen JA, Edge MJ, Lang RB. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. **J Prosthetic Dent** 1996; 76: 50-5.
43. Khraisat A, Stegariou R, Nomura S. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent** 2002; 88(6): 604-10.

44. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent** 2004; 91: 326-34.
45. Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Forces transfer by osseointegration implant devices. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1987; 2: 1-10.
46. Koriath TW, Cardoso AC, Versluis A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J Prosthet Dent** 1999; 82(3): 312-6.
47. Laney WR, Jemt T, Harris D et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994; 9: 49-54.
48. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. **J Prosthet Dent**. 1999; 81: 411-7.
49. Lang LA, May KB, Wang RF. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent** 2002; 87: 74-9.
50. Lang LA, Kang B, Wang RF et al. Finite element analysis to determine implant preload. **J Prosthet Dent** 2003; 90: 539-46.
51. Lee J, Kim YO, Han JS et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J Prosthet Dent** 2002; 88(4): 402-8.
52. Lopes HP, Elias CN, Siqueira Júnior JF. Mecanismo de fratura dos instrumentos endodônticos. **Rev Paul Odontol** 2000 jul-ago; 22(4): 4-9.
53. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1997; 12: 371-5.
54. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992; 7: 35-9.
55. McGlumphy E, Mendel DA, Hollonay JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am** 1998; 42(1): 71-89.
56. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. **Int J Prosthodont** 1998; Sept-Oct; 11(5): 491-501.

57. Merz RB, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-Degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15: 519-26.
58. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems. An in vitro test. **J Prosthet Dent** 1997; 78(6): 582-91.
59. Morgan JM, James DF, Pilliar RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993; 8: 409-14.
60. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. **J Prosthet Dent** 2004; 91: 513-7.
61. Okesson JP. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas; 2000. p. 3-36, 39-40, 42, 91, 93-5.
62. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992 Spring; 7(1): 26-34.
63. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A et al. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors: a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. **Clin Oral Implant Res** 2002; 13: 542-9.
64. Piatelli A, Piatelli M, Scarano A et al. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998; 13: 561-4.
65. Pinto AVS, Miyagusko JM, Ramalho SA. Fatores de risco, complicações e fracassos na terapêutica com implantes osseointegrados. In: Feller C, Gorab R. **Atualização na clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas; 2000. cap. 5, p. 133-216.
66. Rangert B, Jemt T, Roekel J. Forces and moment on Branemark implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1989; 4: 241-7.
67. Rangert B, Krough HJ, Langer B et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10: 326-34.

68. Rodriguez AM, Aquilino SA, Lund PS. Cantilever and implant biomechanics: a review of the literature. Part 2. **J Prosthodont** 1994; 3: 114-8.
69. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10: 295-302.
70. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. **Int J Prosthodont** 1998; Sept-Oct; 11(5): 408-20.
71. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J Oral Implantol** 2002; 28(2): 67-73.
72. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent** 1983; 49(6): 843-8.
73. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. **J Prosthet Dent** 1989; Nov; 62(5): 567-72.
74. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000; 15: 66-75.
75. Tonetti MS. Risk factors for osseodesintegration. **Periodontol 2000** 1998 June; 17: 55-62.
76. Torrado E, Ercoli C, Mardini MA et al. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. **J Prosthet Dent** 2004; 91: 532-7.
77. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA et al. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **J Prosthet Dent** 2002; 88: 183-91.
78. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1993; 8: 19-31.
79. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant prosthesis loading with four clinical variables. **Int J Prosthodont** 1995; 8: 421-33.
80. Wiskott HWA, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int J Prosthodont** 1995; 8: 105-16.

81. Wiskott HWA, Pavone AF, Scherrer et al. Resistance of ITI connectors to multivectorial fatigue load application. **Int J Prosthodont** 2004; 17: 672-9.

ANEXOS

RESUMO DO ENSAIO DOS CORPOS DE PROVA NA UNICAMP

CORPO DE PROVA NÚMERO I

Hexágono Externo (HE)

Prótese Parafusada (PP)

Neodent (NEO)

Torque *abutment*: 32N - Torque de remoção: menor que 20N

Torque parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: menor que 10N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Freqüência: 25 Hz

Deslocamento: 1,26 mm

Avaliação da MEV: Padronização das roscas do intermediário e final da rosca do parafuso de retenção da prótese.

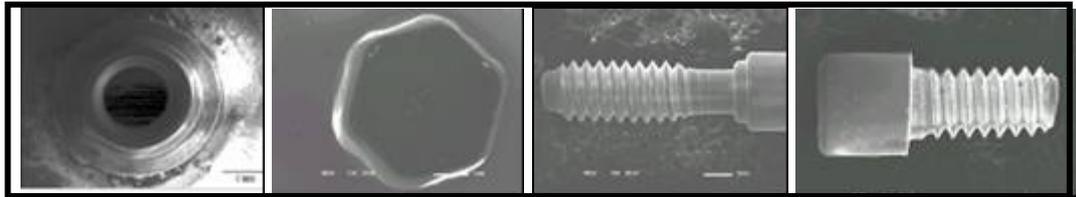


FIGURA 22 - Corpo de prova número I

CORPO DE PROVA NÚMERO II

Hexágono Interno (HI)

Prótese Parafusada (PP)

Neodent (NEO)

Torque *abutment*: 20N – Torque de remoção: menor 20N

Torque parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: menor que 10N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Freqüência: 25 Hz

Deslocamento: 0,71 mm

Avaliação da MEV: Padronização das roscas do intermediário e pequeno amassamento no hexágono de implante.

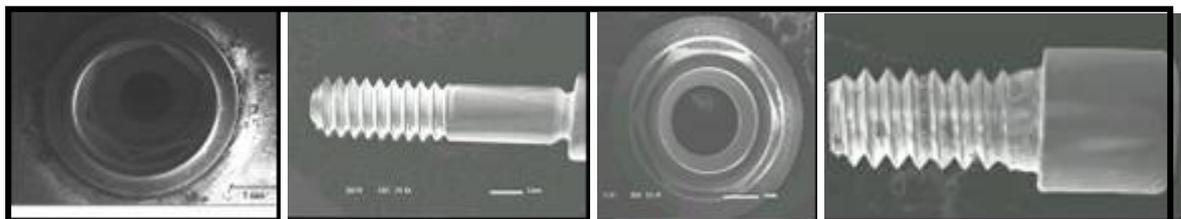


FIGURA 23 - Corpo de prova número II

CORPO DE PROVA NÚMERO III

Hexágono Externo (HE)

Prótese Cimentada (PC)

Titanium Fix (TF)

Torque *abutment*: 32N – Torque de remoção: menor que 32N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 1,57 mm

Avaliação da MEV: Contorno da peça do CeraOne fundida com falta de homogeneidade no encontro das arestas.

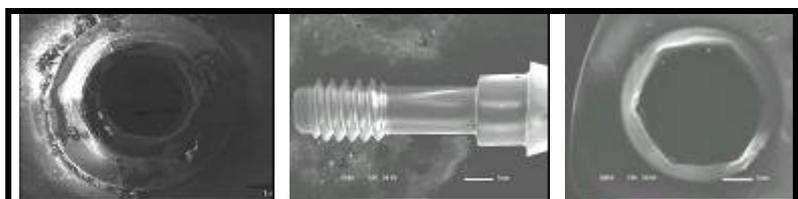


FIGURA 24 - Corpo de prova número III

CORPO DE PROVA NÚMERO IV

Hexágono Interno (HI)

Prótese Cimentada (PC)

Titanium Fix (TF)

Torque *abutment*: 32N – Torque de remoção: menor que 32N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 1,709 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade na peça fundida.

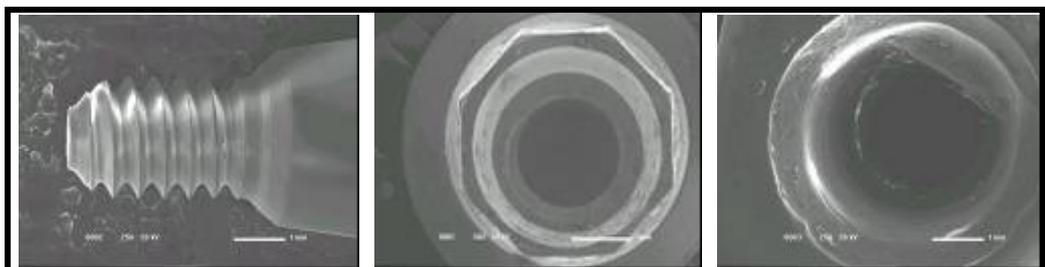


FIGURA 25 - Corpo de prova número IV

CORPO DE PROVA NÚMERO V

Hexágono Interno (HI)

Prótese Parafusada (PP)

Titanium Fix (TF)

Torque *abutment*: 32N – Torque de remoção: menor que 32N

Torque do parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: 10N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 1,141 mm

Avaliação da MEV: Distorção na rosca do parafuso da prótese e falta de homogeneidade na peça fundida.

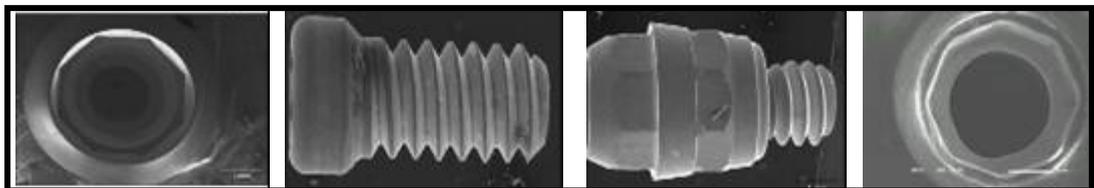


FIGURA 26- Corpo de prova número V

CORPO DE PROVA NÚMERO VI

Hexágono Interno (HI)

Prótese Cimentada (PC)

Neodent (NEO)

Torque *abutment*: 20N – Torque de remoção: menor 20N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 1,170 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário.

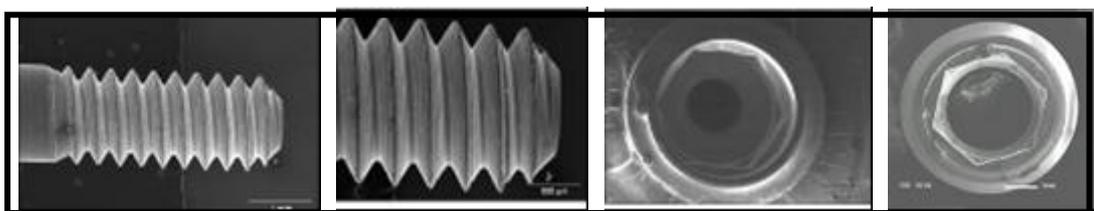


FIGURA 27 - Corpo de prova número VI

CORPO DE PROVA NÚMERO VII

Hexágono Externo (HE)

Prótese Cimentada (PC)

Neodent (NEO)

Torque *abutment*: 32N – Torque de remoção: menor 32N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Freqüência: 25 Hz

Deslocamento: 0,51 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário e contorno no hexágono da peça fundida.

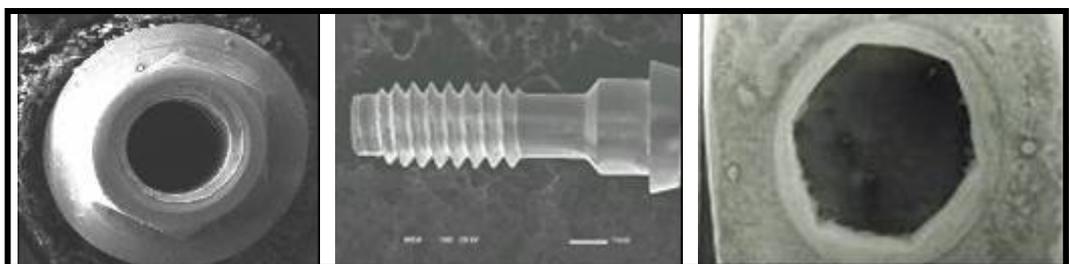


FIGURA 28 - Corpo de prova número VII

MEV:

CORPO DE PROVA NÚMERO VIII

Hexágono Externo (HE)

Prótese Parafusada (PP)

Titanium Fix (TF)

Torque *abutment*: 32N – Torque de remoção: menor que 32N

Torque no parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: 10N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Freqüência: 25 Hz

Deslocamento: 1,60 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário e da prótese, pequeno amassamento no hexágono do implante.

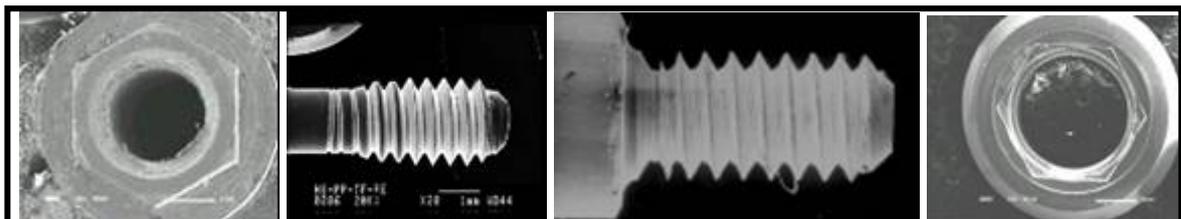


FIGURA 29 - Corpo de prova número VIII

CORPO DE PROVA NÚMERO IX

Hexágono Interno (HI)

Prótese Parafusada (PP)

Conexão (C)

Torque *abutment*: 20N – Torque de remoção: 20N

Torque no parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: 10 N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 0,90 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário e da prótese, falta de padronização no contorno da peça fundida.

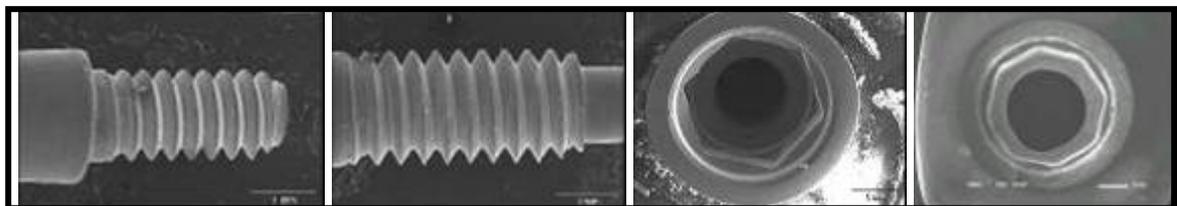


FIGURA 30 - Corpo de prova número IX

CORPO DE PROVA NÚMERO X

Hexágono Interno (HI)

Prótese Cimentada (PC)

Conexão (C)

Torque *abutment*: 20N – Torque de remoção: 20N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 0,54 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário.

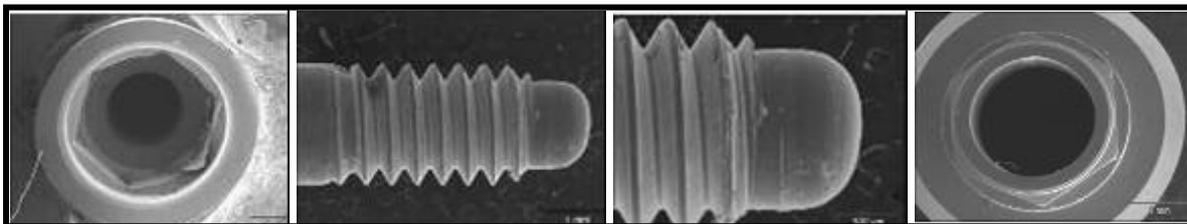


FIGURA 31 - Corpo de prova número X

MEV:

CORPO DE PROVA NÚMERO XI

Hexágono Externo (HE)

Prótese Cimentada (PC)

Conexão (C)

Torque *abutment*: 30N – Torque de remoção: menor que 30N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 0,73 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário.

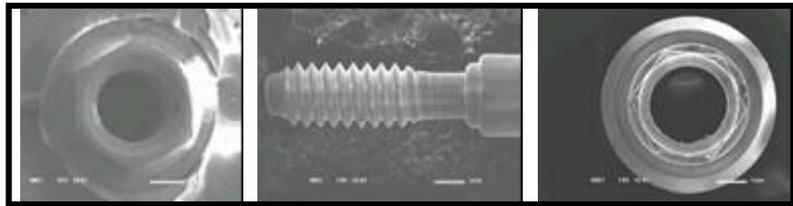


FIGURA 32 - Corpo de prova número XI

CORPO DE PROVA NÚMERO XII

Hexágono Externo (HE)

Prótese Parafusada (PP)

Conexão (C)

Torque *abutment*: 30N – Torque de remoção: menor que 30N

Torque no parafuso da prótese: 10N – Torque de remoção: 10N

Carga: 100N

Ciclagem: 212.600

Frequência: 25 Hz

Deslocamento: 0,76 mm

Avaliação da MEV: Falta de homogeneidade nas roscas do parafuso do intermediário e da prótese.

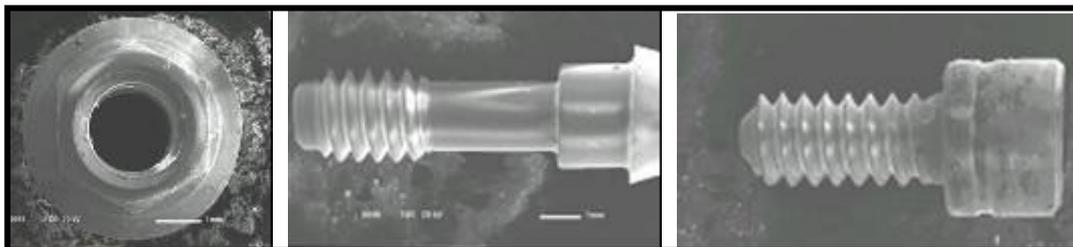


FIGURA 33 - Corpo de prova número XII