

FLÁVIA RABELLO DE MATTOS

**ESTUDO “IN VITRO” DA MORFOLOGIA, RESISTÊNCIA À FRATURA E FADIGA
DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS (NOBEL BIO CARE®) DE CORPO ÚNICO
E DOIS CORPOS**

CAMPINAS

2008

FLÁVIA RABELLO DE MATTOS

**ESTUDO “IN VITRO” DA MORFOLOGIA, RESISTÊNCIA À FRATURA E FADIGA
DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS (NOBEL BIO CARE®) DE CORPO ÚNICO
E DOIS CORPOS**

Tese apresentada ao Centro de Pós-Graduação / CPO São Leopoldo Mandic, para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas.

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Marcelo José Strazzeri Bönecker

CAMPINAS

2008

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

M444e Mattos, Flávia Rabello de.
Estudo "in vitro" da morfologia, resistência á fratura e fadoga dos implantes osseointegráveis (Nobel Biocare®) de corpo único e dois corpos / Flávia Rabello de Mattos. - Campinas: [s.n.], 2008. 67f.: il.

Orientador: Marcelo José Strazzeri Bonecker.
Tese (Doutorado em Clínicas Odontológicas) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Morfologia. 2. Osseointegração. 3. Implante dentário.
I. Bonecker, Marcelo José Strazzeri. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

**C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC**

Folha de Aprovação

A Tese intitulada **“ESTUDO “IN VITRO” DA MORFOLOGIA, RESISTÊNCIA À FRATURA E FADIGA DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS (NOBEL BIOCARE®) DE CORPO ÚNICO E DOIS CORPOS”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau Doutor em Odontologia, área de concentração: Implantodontia em ____/____/____ à comissão examinada abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. Dr. Marcelo José Strazzeri Bönecker

Prof. Dr.
1. membro

Prof . Dr.
2. membro

Prof . Dr.
3. membro

Prof . Dr.
4. membro

Dedico este trabalho:

A “DEUS”

Por me dar apoio

Serenidade para aceitar as coisas

Que não posso modificar,

Coragem para modificar aquelas que posso,

E sabedoria para distinguir umas das outras.

RECEBAM MEU RESPEITO E GRATIDÃO

Ao prof. Dr Marcelo Bönecker,

Orientador desta tese, pelo interesse e empenho na realização do presente trabalho.

Ao prof. Dr. Carlos Nelson Elias,

Pela amizade em incentivos constantes, cooperando diretamente e tornando possível a execução deste trabalho.

A minha mãe Dayse,

O meu agradecimento sincero, pelo apoio e compreensão colaborando incansavelmente dia a dia e tornando possível a realização dos meus sonhos.

Aos meus amigos da pós-graduação pela cooperação e convívio durante este período.

A equipe do CORR,

Pelo apoio e colaboração diária.

RESUMO

Os implantes osseointegráveis são atualmente uma opção de excelência para a reabilitação de pacientes edêntulos totais e parciais em função do seu elevado índice de sucesso. Entretanto, existem aspectos biomecânicos que podem acarretar complicações clínicas e devem ser investigados. O objetivo deste estudo foi avaliar a morfologia, a resistência à fratura e à fadiga de implantes osseointegráveis de corpo único e dois corpos. Para isso foram utilizados cinco implantes de corpo único e nove implantes de dois corpos divididos em três grupos. Grupo 1 (corpo único e angulação de 10 graus), grupo 2 (dois corpos, angulação de 10 graus) e grupo 3 (dois corpos, angulação de 15 graus). Os três grupos amostrais foram submetidos à análise morfológica em microscopia eletrônica de varredura, e a ensaios de resistência à fratura e à fadiga. Resultados morfológicos indicam que os implantes apresentam porosidade e projeções nas superfícies analisadas. Os três grupos amostrais não apresentaram falha à fratura, porém o grupo 1 apresentou maior resistência. Não houve falha em nenhum grupo em relação à resistência à fadiga. Pode-se concluir que não houve diferença entre os implantes de corpo único e dois corpos em relação aos testes realizados.

ABSTRACT

Nowadays, osseointegrated implants are an excellent option for the rehabilitation of totally and partially edentulous patients due to their high degree of success. However, there are biomechanical aspects which may bring about complications and which should be better investigated. The objective of this study was to evaluate the morphology, resistance to fracture and to fatigue of single-bodied and double-bodied osseointegrated implants. For that, five single-bodied and nine double-bodied implants divided into three groups were used. Group 1 (single-body and 10 degree angle), group 2 (double-body, 10 degree angle) and group 3 (double-body, 15 degree angle). The three groups were submitted to morphological analysis using scan electronic microscopy and a test of fracture and fatigue resistance. The results indicate that the morphology presents porosity and protrusions on the analyzed surfaces. The three sample groups did not show fracture failure, but group 1 presented better resistance. No group presented any failure in relation to fatigue resistance. In conclusion, there is no difference between single-bodied and double-bodied implants in relation to biomechanical tests performed.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - A) Corpo de prova do implante de corpo único; B) Corpo de prova do implante de dois corpos.....	40
Figura 2 - A) Corpos de prova vazados em aparatologia metálica padronizada; B) Computador com o programa para o EMIC.	40
Figura 3 - A) Implante de corpo único posicionado para teste em EMIC; B) Torquímetro digital.....	41
Figura 4 - A) multímetro; B) Aparatologia da máquina MTS.....	43
Figura 5 - Corpos de prova posicionados no aparato metálico.	43
Figura 6 - A) Máquina MTS; B) Aparatologia complementar da máquina MTS.....	43
Figura 7 - Fotomicrografia em MEV (MAG x60) observa-se ranhuras de usinagem na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.	44
Figura 8 - Fotomicrografia em MEV (MAG x500) observa-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.....	45
Figura 9 - Fotomicrografia em MEV (MAG x1000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada na região do vértice da rosca.....	45
Figura 10 - Fotomicrografia em MEV (MAG x2000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações entre os vulcões na região do vértice da rosca.	46
Figura 11 - Fotomicrografia em MEV (MAG x50) observa-se a superfície não homogênea com irregularidades na chanfradura do vértice das roscas sendo um defeito oriundo do processo de usinagem do implante na região do ápice do implante.	46

Figura 12- Fotomicrografia em MEV (MAG x60) observa-se ranhuras de usinagem na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.	47
Figura 13 - Fotomicrografia em MEV (MAG x500) observa-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.	47
Figura 14 - Fotomicrografia em MEV (MAG x1000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada na região do vértice da rosca.	48
Figura 15 - Fotomicrografia em MEV (MAG x2000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações somente em algumas regiões no vértice da rosca.	48
Figura 16 - Fotomicrografia em MEV (MAG x50) observa-se a superfície regular homogênea apresentando rosca com formato quadrado na região do ápice do implante.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades da resina na aplicação	39
Tabela 2 - Relação de amostras e força máxima	50
Tabela 3 - Resultado dos ensaios de fadiga	50

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Al	- Alumínio
E	- Módulo de elasticidade ou módulo de Young
Gpa	- Giga Pascal
HA	- Hidroxiapatita
MEF	- Método do elemento finito
MEV	- Microscopia Eletrônica de Varredura
Mo	- Molibidênio
Mpa	- Mega Pascal
N	- Newton
N.cm	- Newton por centímetro
N/M ²	- Newton por metro quadrado
PST	- Plasma spray de titânio
Sn	- Estanho
Ti	- Titânio
Ti Cl ₄	- Cloreto de titânio
TiO ₂	- Dióxido de titânio
V	- Vanádio
Zr	- Zircônia

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Características do titânio.....	14
2.2 Tipos de Implantes	15
2.3 Propriedades morfológicas dos implantes	21
2.4 Resistência à fratura	28
2.5 Resistência à fadiga	31
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAS E MÉTODOS	37
4.1 Materiais.....	37
4.2 Métodos.....	37
4.1.1 <i>Ensaio de microscopia eletrônica de varredura</i>	37
4.1.2 <i>Ensaio de resistência à fratura</i>	38
4.1.3 <i>Ensaio de resistência à fadiga</i>	41
5 RESULTADOS	44
5.1 Análise da morfologia da superfície dos implantes.....	44
5.1.1 <i>Implantes de corpo único</i>	44
5.1.2 <i>Implantes de dois corpos</i>	47
5.2 Teste de Resistência à Fratura.....	49
5.3 Teste de resistência à fadiga.....	50
6 DISCUSSÃO	51
6.1 Propriedades morfológicas dos implantes	51
6.2 Resistência a fratura	55
6.3 Resistência a fadiga em compressão.....	58
7 CONCLUSÃO	61
REFERÊNCIAS	62
ANEXO A – DISPENSA DE SUBMISSÃO AO CEP	67

1 INTRODUÇÃO

O osso alveolar, as estruturas de sustentação e o próprio dente compõem um complexo sistema que se mantém em equilíbrio fisiológico e biológico. A partir do momento em que se rompe esse quadro, todo o sistema sofre mudanças e conseqüências. Os implantes osseointegráveis são atualmente a opção de primeira escolha em reabilitação de pacientes edêntulos totais ou parciais, entretanto alguns aspectos podem causar complicações levando à falhas e insucessos mecânicos, pois durante seu processamento diversas etapas em suas propriedades físicas e mecânicas podem ser alteradas (Beer, Johnston, 1995).

Os implantes utilizados nesta pesquisa são os “Replace Select Tapered” (dois corpos) e “Nobel Direct” (corpo único), ambos de 3,5 x 13mm da empresa Nobel Biocare®. A análise de microscopia eletrônica de varredura permite observar características morfológicas advindas do processo de fabricação dos implantes dentários. Por meio das técnicas de caracterização microscópicas é possível avaliar a qualidade do acabamento superficial destes materiais (Rolim et al., 2004).

Difícilmente observam-se, em meio bucal, condições de carregamento de tensões. Os ensaios mecânicos “in vitro” são essenciais para predizer uma aplicação clínica mais precisa. Os objetivos dos ensaios mecânicos são quantificar uma determinada propriedade de um material explicando à resistência mecânica dos mesmos e se necessário propondo modificações no processamento, pois durante a mastigação é criado um sistema complexo de carregamento formado por tensões normais e cisalhantes, forças verticais, horizontais e inclinadas completadas por diferentes momentos (Elias, 2005).

Os testes de resistência à fratura e à fadiga são de extrema importância, pois irão destacar os limites de ciclos mastigatórios sobre os implantes dentários de dois corpos e de corpo único traduzindo em testes "in vitro" valores referenciais que poderão orientar procedimentos na clínica diária (Morgan, James, 1993).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Características do titânio

Bannantine (1990) relatou que a primeira aplicação industrial do titânio foi no início dos anos 50, na indústria aeroespacial. A resistência à corrosão característica do titânio é baseada na formação superficial de um filme de óxido aderente e estável que protege o interior do material do meio circunvizinho.

Kohn et al. (1992) descreveram análise os fatores que influenciam nos conhecimentos interdisciplinares envolvendo materiais e superfícies, engenharia química e mecânica, aspectos biológicos do meio circunvizinho. Dentre os elementos responsáveis pela obtenção de resultados satisfatórios em uma cirurgia de implante, pode-se citar: seleção do material do implante; propriedades mecânicas do recobrimento; mecanismo de ligação do tecido ao implante; o estado superficial do material e/ou recobrimento; adesão do recobrimento ao implante; tamanho, forma e distribuição da porosidade superficial; viabilidade e propriedades mecânicas do tecido circunvizinho; estabilidade inicial e estímulo ao tecido que está se formando; propriedades elásticas do substrato e do tecido; tipo de carregamento; geometria do implante; resposta biológica do material.

Long (1998) relataram que o material ideal para implantes deve ter o módulo de elasticidade próximo ao módulo de elasticidade do tecido ósseo (entre 10 - 30 Gpa), minimizando assim os problemas de reabsorção óssea.

Beer & Johnston (1995) demonstraram as propriedades mecânicas do titânio observando que sua deformação pode ir até 90% à temperatura ambiente, propriedade esta incomum entre os materiais sem haver formação de trincas. A

capacidade de deformação está associada ao percentual de elementos intersticiais, principalmente, o oxigênio e o nitrogênio.

Boyan et al. (1996) descreveram que a engenharia de tecidos pode ser conceituada como sendo a utilização de materiais para promover a formação de novo tecido, tanto “in vitro” quanto “in vivo”. Atualmente, tem-se concentrado estudos na biodegradação do material, já que esse fator influenciará a resposta celular imediata.

Kasemo & Gold (1999) atribuíram a alta constante dielétrica do TiO_2 à biocompatibilidade do titânio, já que as interações entre os óxidos e as biomoléculas são elétricas e o TiO_2 é catalítico para um número de reações orgânicas e inorgânicas. O TiO_2 promove forças de Van der Waals maiores do que as dos outros óxidos, logo apresentando propriedades catalíticas em diversas reações químicas.

2.2 Tipos de Implantes

Genericamente os implantes dentários possuem corpo único e dois corpos ambos cônicos rosqueados com diâmetro de 3,5mm e comprimento de 13 mm da empresa Nobelbiocare®, com colo e pescoço do implante disponível com 1,5 mm, roscas até ao pescoço do implante mantendo uma elevada margem de osso e facilidade de identificação do produto e manuseio, e ambos com tratamento de superfície com superfície Ti Unite (NobelBiocare® - 2007).

Os implantes dentários de dois corpos da empresa Nobelbiocare® possuem características peculiares. Possuem duas peças, uma parte do parafuso que fica intra-óssea e uma outra conexão externa que irá encaixar a coroa protética. Apresentam-se sob forma cônica, com superfície Tiunite. Possui uma conexão

interna inteligente assegurando uma adaptação perfeita dos componentes protéticos. Sua inserção é fácil proporcionando uma conexão muito rígida que evita que o parafuso se desaperte. A parede paralela, auto-roscante é ideal para todos os tipos e formas de osso. Seu encaixe interno é triangular proporcionando uma interface interna de bloqueio que assegura um ajuste perfeito para componentes protéticos. É fácil colocar o pilar oferecendo uma conexão muito rígida através de um parafuso com cabeça em formato de estrela chamado stargrip (NobelBiocare® - 2007).

Os implantes dentários corpo único da empresa Nobelbiocare® possuem características de ser com uma única peça, o qual não tem encaixe de parafusos evitando afrouxamento. Sua parte intra-óssea é rosqueada e a parte lisa fica em contato com a gengiva e a coroa protética. Esse implante tem indicações para restaurações unitárias e múltiplas, parciais e totais possibilitando ao paciente menos desconforto, tempo de cadeira reduzido, função imediata, tecidos moles estáveis e estéticos além de perdas ósseas reduzida, devido á superfície do implante ser osseointutora e o protocolo de função imediata reduzindo o potencial de perda da crista alveolar. O implante possui uma exclusiva porosidade e textura de óxido de titânio controlada melhorando o ambiente para osseointegração ideal (NobelBiocare® - 2007).

Bannantine (1990) revelaram características diferenciando os tipos de implantes. No acabamento superficial, os implantes podem ser de titânio puro ou recoberto, sendo os implantes de titânio puro lisos ou rugosos. São encontrados também implantes recobertos com pó de titânio por aspensão térmica a plasma, visando o aumento da rugosidade superficial. Os implantes de titânio puro rugosos recebem vários tipos de tratamentos de superfície para criar essa rugosidade, como

jateamento com partículas duras de óxidos e ataques químicos com ácido. Os óxidos mais utilizados no jateamento são Al_2O_3 , SiO_2 e TiO_2 . A configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes também tem sido mencionada como uma condição diferencial na manutenção da estabilidade da interface implante/prótese.

Avaliando diferentes conexões protéticas, Balfour & O'brien (1995), compararam três sistemas de implantes com desenhos diferentes para restaurações de elementos isolados. Portanto, conexões com hexágono externo, octógono interno e hexágono, com seus respectivos pilares protéticos, foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga através de cargas cíclicas. Os resultados do estudo mostraram que nos testes de resistência a torque, os implantes com desenho de octógono interno tiveram um comportamento inferior aos outros desenhos, encontrando valores médios de 98,3N cm para o hexágono externo e 192,1Ncm para o hexágono interno.

Tesseroli & Dias (1998) analisaram o uso de implantes osseointegrados quanto aos desenhos e superfícies diferentes observando que a osseointegração quando obedecidas regras básicas como o uso de biomaterial (titânio) e um protocolo cirúrgico bem aplicado são viáveis e previsíveis.

Dias et al. (2000) observaram em análise comparativa os implantes cilíndricos com superfície rugosa por tratamento mecânico-químico, inseridos em tíbias de coelhos adultos e avaliados comparativamente com implantes tipo parafuso. Em conclusão, estes resultados demonstram: a) que a propriedade de osteocondução foi mantida nos dois desenhos de implantes, b) que o sulco cortical não impede a formação óssea no seu interior e c) que a estabilidade primária pode ser obtida em implantes cilíndricos com a presença de sulcos em seu desenho.

Payne et al. (2001) realizaram um acompanhamento de um ano em dez pacientes submetidos à cirurgia de implantes com instalação de dois implantes com desenho cônico na região anterior da mandíbula (implantes autorosqueantes com colo cônico da marca nobelbiocare®) carregados imediatamente de maneira progressiva e reabilitados com overdenture retidas por bolas em duas semanas. O índice de êxito foi de 100% observando perdas similares aos implantes em que sofreram procedimentos convencionais.

Baldo (2001) destacou em estudo comparativo avaliando 237 implantes no período da osseointegração (sendo 100 do tipo cilíndrico e 137 do tipo parafuso) inseridos em 66 pacientes. Os implantes utilizados foram dois desenhos de implantes com a superfície rugosa por tratamento mecânico químico com resultados de 96,2 % de osseointegração primária alcançada. Embora este estudo não tenha demonstrado diferenças clínicas significativas nos quatro quadrantes analisados, houve uma tendência de resultados melhores na maxila para cilíndricos, enquanto na mandíbula para os rosqueáveis.

Emms et al. (2001) analisaram os fatores de retenção que afetam a prótese investigando os implantes Replace Select da empresa nobelbiocare® de cada tamanho de plataforma e parafuso de acesso. Concluíram que a retenção das próteses fixas está relacionada também a fatores como altura da parede, tamanho da plataforma e o material utilizado para preenchimento antes do acesso ao parafuso.

Húngaro (2002), através de análise não linear pelo método do elemento finito bidimensional, analisou a distribuição das tensões internas nas estruturas de suporte em dois sistemas diferentes de implantes. Os resultados mostraram que existiu maior tensão no pescoço do parafuso de titânio que prendeu o pilar

intermediário para o sistema de hexágono externo. A concentração de tensões foi elevada no pescoço do parafuso de ouro que suportou a coroa protética, para o conjunto com hexágono externo. Nos componentes do sistema com hexágono interno, as tensões foram menores comparativamente. Junto ao tecido ósseo a distribuição das tensões geradas pelos dois sistemas se procedeu de maneira similar.

Groisman et al. (2004) descreveram resultados clínicos superiores com a utilização dos implantes de corpo único Nobel Direct, um novo desenho de implante, através da descrição de um caso clínico utilizando um implante de corpo único com diâmetro de 3,0 mm, que nos aspectos cirúrgicos apresentou preservação de tecidos moles e duros periimplantares.

Cehreli et al. (2004) analisaram as tensões e magnitude em uma simulação com o osso em implantes de hexágono interno. Utilizaram modelos de implantes Branemark, ITI e Astra, com carga vertical e oblíqua de 20 graus com 100 e 200 N separadamente. Concluíram que os implantes têm características de distribuição semelhantes e que o design não é um fator decisivo que afeta a tensão simulada em osso.

Östman et al. (2005) estudaram clinicamente os resultados clínicos e estabilidade de implantes Branemark system diretamente carregados e os implantes Replace Select Tapered após um protocolo cirúrgico modificado. Os autores concluíram que implantes inseridos na maxila de pacientes edêntulos quando a estabilidade primária é assegurada torna-se uma opção viável e segura.

Pompa et al. (2006) descreveram o problema do desaparecimento ou fratura do parafuso conectado ao implante como um problema de fácil solução após a inovação da empresa nobelbiocare® com o implante de corpo único com uma

forma simples de instalação com carregamento imediato em um único implante chamado Nobel Direct.

Östman et al. (2007) objetivaram avaliar os implantes de corpo único Nobel direct e Nobel perfect. Concluíram que os implantes Nobel Direct e Nobel Perfect em condição de carga imediata mostram uma taxa menor de sucesso e mais reabsorção óssea depois de um ano quando comparados aos implantes de duas peças quando inseridos em dois tempos cirúrgicos. Fatores como o design do implante, profundidade de inserção, superfície áspera na mucosa, preparação do sítio e carregamento imediato podem interferir no resultado clínico.

Albrektsson et al. (2007) relataram um estudo de um ano, com um total de 550 Nobel direct instalados em 269 pacientes em 18 centros, avaliando a taxa de fracasso global em torno de 10,9% (59 fracassos) comparando implantes com carga imediata e não carregados imediatamente. E concluíram que os implantes Nobel Direct implantados através de um procedimento de instalação com ponche, carregados imediatamente apresentaram uma taxa de fracasso alta em um período de um ano.

Wiskott et al. (2007) citaram em análise o limite interno da conexão mecanicamente submetida á resistência de fadiga analisando: o sistema straumann®, entre cinco sistemas de conexões, comparando entre eles seus limites de conexão rotacional, anti-rotacional, multi unite, alumina estético e zircônio estético. O mecanismo anti-rotacional não participou em resistência mecânica e a força de fadiga dos conectores rotacionais eram 20% maiores que os limites equivalentes padrão do sistema straumann.

2.3 Propriedades morfológicas dos implantes

Baró et al. (1986) caracterizaram a topografia da superfície dos materiais de implantes através da MEV. Utilizaram tipos diferentes de superfície: titânio eletropolido, titânio polido e oxidado anodicamente, liga de titânio eletropolida, todos em titânio puro exceto a liga de titânio. Amostras se apresentaram homogênea com passos de profundidade máxima de 0,11 micrometros e os poros com diâmetro comum de micro poros de cerca de 30 nm.

Elias (1999) destacou que as superfícies dos implantes devem ser caracterizadas quanto a sua composição química, quanto à topografia e quanto a bioatividade. A caracterização da topografia envolve a análise das superfícies com o emprego de várias técnicas de microscopia e perfilometria. A discrepância entre os valores de ideais da rugosidade pode ser atribuída aos tipos de tratamentos superficiais dos implantes (ataque ácido, jateamento, plasma spray) e à metodologia empregada na medição da rugosidade.

Lugowski et al. (1991) estudaram o efeito da preparação de diferentes superfícies em implantes dentários através do MEV. Os materiais examinados foram Ti6Al4V ligam, Co-Cr-Mo liga, Al₂O₃, e hidroxiapatita sintética, sendo todas as amostras previamente preparadas com a superfície porosa. Os resultados demonstraram mudanças na energia de superfície devido aos diferentes métodos de preparação, assim como foram observadas diferenças na morfologia da superfície. Portanto, concluíram que este estudo foi importante devido às alterações possíveis “in vivo” previamente visualizadas através deste estudo “in vitro”.

Bowers et al. (1992) consideraram que as características morfológicas da superfície do titânio são de fundamental importância na fabricação dos implantes. As primeiras etapas de limpeza devem ser realizadas para remover cavacos de

usinagem e retirada do óleo de corte sem modificar a camada de óxido de titânio do implante. É reconhecido que contaminações nas superfícies dos implantes, como resultado de métodos de limpeza e esterilização inadequados ou manuseio errado dos implantes durante o procedimento cirúrgico, podem causar falhas na osseointegração. Os autores analisaram a influência da rugosidade na adesão e morfologia das células osteoblásticas em amostras de titânio e concluíram que as dimensões das microcavidades, assim como as orientações das ranhuras superficiais dos implantes influenciam na adesão das células, proliferação, diferenciação e produção de fatores locais.

Vidigal et al. (1993) demonstraram a especificidade do material nas interações do substrato - tecido, derivando primariamente das propriedades da superfície do implante, composição química, microestrutura, grau de contaminação, energia de superfície, textura, resistência à corrosão. Objetivaram comparar com o auxílio do MEV, as superfícies dos implantes TF, SR-press, screw vent. Concluíram que os implantes com contaminantes nas superfícies, provavelmente são oriundos do processo de manufatura e limpeza dos mesmos.

Wennerberg et al. (1995) constataram que para os implantes jateados com partículas de TiO_2 serem removidos necessita de um torque 20% maior em relação aos implantes usinados. A criação de microcavidades na superfície do implante facilita a bioadesão das células.

Segundo Beer & Johnston (1995), apesar do caráter inerte, casos de dissolução da camada de óxido têm sido reportados. Estudos recentes estão concentrados no desenvolvimento de propriedades de superfície anteriormente à inserção no corpo humano. Como consequência, várias técnicas de recobrimento têm sido desenvolvidas. As propriedades físicas do recobrimento como tamanho,

morfologia, fases presentes, cristalinidade e espessura da camada devem ser avaliadas. Alterações introduzidas na camada durante o processo de recobrimento podem afetar o desempenho do implante.

Lima & Elias (1996) destacaram a qualidade do acabamento superficial dos implantes sendo avaliada pela combinação das propriedades tribológicas, físicas, químicas, mecânicas e microestruturais. A deficiência do acabamento do implante pode comprometer o êxito da cirurgia, principalmente quando há a formação da camada de óxido de titânio com espessura e composição inadequada. O processo de usinagem e os tratamentos posteriores determinam as características da superfície dos implantes, em especial a microestrutura, cristalinidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas.

Kim et al. (1996) definiram um tratamento hidrotérmico em solução de NaOH como forma de ativação da superfície do titânio. A resistência ao cisalhamento da interface metal-apatita em amostras de titânio submetidas a tratamento alcalino seguido de tratamento térmico se mostrou bem superior à dos processos físicos de deposição de hidroxiapatita.

Boyan et al. (1996) citaram que a energia da superfície também é um ponto a ser analisado. Para essa análise, são utilizados goniômetros para medir o ângulo de contato de um líquido colocado sobre a superfície a ser analisada. A energia na superfície de um biomaterial é definida pela densidade geral e pela polaridade das cargas. Assim, superfícies com polaridade positiva ou negativa podem ser hidrofílicas, ao passo que superfícies com cargas neutras podem ser mais hidrofóbicas. O efeito global das cargas nas superfícies é aumentar a tensão superficial local, a energia livre de superfície e a energia de adesão.

Chen et al. (1998) analisaram a influência da rugosidade na resistência à corrosão de implantes de titânio. Constataram que o aumento da rugosidade diminui a resistência à corrosão e que a amostra no estado como usinada apresenta a maior liberação de íons.

Ellingsen et al. (1998) sugeriram que a biocompatibilidade do titânio está associada à presença de uma camada densa de óxido carregada negativamente, a qual é capaz de atrair e se ligar ao cálcio quando exposta aos fluidos orgânicos.

Misch et al. (1999) determinaram quanto à influência do tipo de acabamento superficial do implante no êxito da cirurgia. Segundo o autor, o tratamento da superfície influencia em 40% para o sucesso da cirurgia, ficando o restante por conta da técnica cirúrgica empregada, processo de cicatrização e da carga aplicada sobre o implante após a regeneração óssea do local implantado.

Calvo et al. (2000) citaram que por meio de estudos histológicos e histomorfométricos em humanos e animais, o contato osso-implante é maior e mais rápido quando utilizamos implantes com tratamento de superfície.

Wieland (2000) observaram o excelente desempenho do titânio como biomaterial devido às propriedades de sua superfície, como a presença de óxido quimicamente estável que protege o metal da corrosão contínua, existência de uma carga de superfície moderada e levemente negativa em condições de pH fisiológico.

Rizzi et al. (2001) demonstraram que o filme de óxido nativo do titânio assim como suas ligas protegem o substrato metálico contra a oxidação contínua através da passivação inibindo as reações químicas indesejáveis. Entretanto, apesar do titânio apresentar grande reatividade com o oxigênio, a camada de óxido que se forma o protege contra a oxidação contínua.

Diniz et al. (2001) analisaram amostras preparadas de chapas de titânio em nove condições de superfície, sendo três lixadas até lixa 600 e seis jateadas com óxido de alumínio (alumina com granulometria 65 mm e 250 mm). Os tratamentos de superfície empregados possibilitaram a obtenção de superfícies com rugosidades e composição química diferentes. Essa combinação de tratamentos de superfície pode vir a favorecer o desenvolvimento biológico de osteoblastos em condições *in vitro* e *in vivo*.

Elias (2001) citou que camada de óxido é responsável pela passividade necessária a biocompatibilidade, bioadesão e resistência à degradação do material. A camada de óxido de titânio induz a osseointegração, evita a troca iônica indesejável para a união osso-implante e é responsável pela resistência à corrosão dos líquidos corporais, os quais possui grande concentração de íons cloreto. As variações da rugosidade em nível macroscópico ou microscópico propiciam áreas de contato diferente com as células e biomoléculas e são responsáveis pela intensidade e tipos de ligações biológicas individuais. A composição química da superfície determina a estabilidade e reatividade do implante, a qual deve ser constituída unicamente por óxido de titânio para evitar que as ligações das biomoléculas sejam heterogêneas. A presença de impurezas na superfície compromete estas ligações.

Massaro et al. (2001) e Elias & Lima (2001) citaram ser encontrados outros contaminantes normalmente atribuídos às soluções, usadas nos tratamentos de superfície, entre eles sódio, silício e cloretos, os quais são oriundos do processo de limpeza e tratamento da superfície do implante.

Yoshinari et al. (2002) destacaram que apesar desta capacidade do titânio formar espontaneamente uma camada de fosfato de cálcio semelhante à apatita

biológica, quando imerso em solução de eletrólitos ou mesmo em plasma humano, o titânio não tem comportamento idêntico à HA quando implantado no corpo humano.

Menezes (2003) verificou que não existe consenso entre os pesquisadores na definição da melhor superfície para induzir a osseointegração. Os pesquisadores recomendam que a superfície do implante deve ser isenta de impurezas, não definindo o nível de contaminação aceitável ou identificando as mais prejudiciais. A principal causa da contaminação dos implantes ocorre durante a fabricação. Na usinagem dos implantes (torneamento, furação e fresagem) é necessário que as ferramentas sejam resfriadas com líquidos direcionados sobre as ferramentas e na maioria das vezes emprega-se óleo mineral de corte com composições variadas que deixam a superfície do implante impregnada.

Wennerberg et al (2004) citaram que o trabalho clínico mais longo de acompanhamento dos implantes Tiunite é de 18 meses, havendo sucesso em 99,1% dos casos e que em casos de carga imediata o êxito variou entre 93,4% e 100%.

Rolim et al. (2004) estudaram o novo método de texturização de superfície de implantes osseointegrados da empresa nobelbiocare® utilizando corrosão eletroquímica através da microscopia eletrônica de varredura (MEV). As imagens em diferentes magnificações revelaram uma superfície com uma formação porosa disposta por toda a superfície do implante. Os poros com maiores dimensões apresentam projeções na superfície do implante. Também, não foi encontrado nenhum resíduo ou corpo estranho que caracterizasse contaminação da superfície do implante. A análise topográfica revelou porosidades superficiais com características típicas do método descrito, apresentando porosidades com tamanhos diferenciados nas zonas cervicais (menos porosa), central e apical (mais porosa) do implante.

Elias (2004) demonstrou em trabalho comparativo amostras de implantes dentários osseointegráveis, na forma de cilindro com roscas, fabricados com titânio comercialmente puro ASTM grau 4 foram analisados com quatro tipos de superfície usadas comercialmente tipo usinada; imersão em mistura de HNO₃ + HCl; jateamento com partículas de óxido de titânio seguido de imersão em HNO₃ e tratamento eletroquímico. Os resultados mostraram que os implantes com as superfícies tratadas com ácido apresentaram maior homogeneidade e menor rugosidade. Os implantes jateados seguido de tratamento ácido apresentaram microcavidades com diferentes formas e tamanhos. As superfícies com tratamento eletroquímico apresentaram a presença de saliências na forma de pequenos cones. Os resultados mostraram que os implantes que sofreram tratamento eletroquímico apresentam maiores parâmetros de rugosidade e melhores condições para induzir a osseointegração.

Ciotti et al. (2006) avaliaram em microscopia eletrônica de varredura (MEV) as características da superfície de implantes e da micro fenda existentes de dois estágios, com auxílio da espectroscopia de dispersão da energia (EDS), a composição química da superfície dos implantes. A análise em espectroscopia mostrou que os implantes são fabricados com titânio puro, sem presença de contaminantes ou outros elementos químicos na sua superfície que pudessem prejudicar a osseointegração.

Os implantes apresentam um tratamento de superfície que se chama - Tiunite™, introduzida no mercado no ano 2000. Tem demonstrado suportar o processo de cicatrização e evitar a perda de estabilidade do implante durante a cicatrização em estudos clínicos e experimentais. Foram avaliados mais de 800 implantes revestidos com Tiunite, colocados em cerca de 400 pacientes, em estudos

clínicos. Os estudos, na maioria dos quais com cirurgia de uma fase e colocação imediata ou precoce, indicam taxas de êxito elevadas dos implantes, entre 96 e 100% após 6 a 12 meses. A superfície Tiunite proporciona uma estabilização exclusivamente superior. Tiunite é uma camada de óxido de titânio exclusivamente melhorada: Osseo-conductora, com textura e porosidades ideais para aposição do osso, melhorando o ambiente assim como a formação do osso. Proporciona um aumento da área da superfície e sua estrutura mais semelhante ao osso poroso humano. Esta superfície absorve as proteínas do sangue, ajudando no desenvolvimento do osso (NobelBiocare® - 2007).

2.4 Resistência à fratura

Adell et al. (1981) apresentaram um estudo clínico longitudinal de 15 anos (1965-1980) com implantes osseointegráveis em maxilas edêntulas atroficas. Observaram complicações em média de 5% nos casos referentes a problemas mecânicos, tais como: fratura de prótese, fratura de parafuso de ouro da prótese, fratura do parafuso de fixação do pilar e fratura do implante. Relataram que a causa mais provável das fraturas era referente à falta de passividade da prótese associada a uma sobrecarga mastigatória na estrutura levando à perda óssea acentuada e fratura dos componentes.

Zarb & Schmitt (1990) apresentaram um grupo de acompanhamento de quarenta e seis pacientes edêntulos e identificaram como complicação protética mais freqüente a fratura do parafuso de ouro. Citaram que em um total de 71% do número total das fraturas, somente dois pacientes apresentaram condição parafuncionais adversas.

Okeson (1992) descreveu a função primordial do sistema estomatognático como sendo a mastigação, a deglutição e a fonação. O processo mastigatório é extremamente complexo sendo relacionado a um sistema neurológico regulador de todos os componentes. Portanto torna-se fundamental o perfeito entendimento da biomecânica, pois os fatores de força são vários e interferem no sistema.

Morgan & James (1993) observaram um índice de fratura de implantes baixo mesmo em situações de pacientes com oclusão fisiologicamente normal, considerando como fator relevante à reabsorção óssea adjacente ao implante.

Laney et al. (1994) descreveram um acompanhamento clínico de multicentro durante 36 meses com complicações relacionadas à fratura no implante, fratura do parafuso de fixação do pilar, complicações nas superestruturas, e nos tecidos adjacentes moles.

Binon (1994) comprovou a existência de tolerâncias dimensionais para acoplar pilares aos implantes possibilitando a presença de micromovimentos. Preconizou a aplicação de uma pré-carga que varia de 10 a 32 N.cm nos parafusos de fixação evitando o afrouxamento dos componentes protéticos. Com a utilização de torquímetros, manuais ou digitais, possibilitou a aplicação de pré-carga nas conexões diminuindo o índice de perda de parafusos.

Rangert et al. (1995) descreveram os fatores relacionados à fratura dos parafusos de ouro de fixação dos componentes protético, considerando a principal causa a aplicação do torque inadequado. Relatam o favorecimento do afrouxamento do parafuso demonstrando a sobrecarga mastigatória local. Afirmaram em análise retrospectiva que a sobrecarga pode induzir a uma reabsorção óssea a qual contribuirá para a fratura dos componentes do implante. Relacionaram com isso fatores aos quais contribuem para diminuir os índices de fratura dos componentes

através da diminuição do braço de alavanca, estreitamento e diminuição da mesa oclusal, redução das vertentes das cúspides e centralização de contatos oclusais com o antagonista.

Beer & Johnston (1995) relataram a importância do tratamento para alívio das tensões no titânio e suas ligas sem apresentarem alterações na resistência mecânica ou mesmo na ductilidade. Este tratamento para alívio de tensões e o recozimento podem ser empregados para prevenir ataque químico preferencial em alguns meios corrosivos, prevenindo assim distorções dimensionais e facilitando operações de deformação e fabricação.

Haas et al. (1995) observaram em estudos clínicos envolvendo cinquenta e seis implantes unitários de hexágono externo diâmetro 4.0, que após um ano em função clínica as complicações mais freqüentes foram a perda do parafuso de fixação do pilar protético.

Piatelli et al. (1998) analisaram em microscopia eletrônica de varredura a superfície de fratura dos implantes constatando ser o fator principal à sobrecarga mastigatória associada a hábitos parafuncionais aos quais causaram a fratura do corpo do implante por fadiga.

Eckert et al. (2000) descreveram, através de um estudo clínico relacionado à fratura de implantes, aspectos relevantes relacionados à ausência na relação de maior incidência destas fraturas, na maxila ou na mandíbula. Descrevendo a incidência mais freqüente, em pacientes edêntulos parciais principalmente na região posterior da maxila e mandíbula.

Ivanoff et al. (2000), em um estudo retrospectivo utilizando implantes do Sistema Branemark durante 15 anos de acompanhamento. Avaliaram através de

método de comparação e concluíram que os implantes osseointegráveis apresentam fratura três vezes maior quando bicorticalizados em comparação aos de ancoragem monocortical.

Brunski et al. (2000) relataram vários aspectos biomecânicos a serem analisados no planejamento e reabilitação de pacientes portadores de implantes osseointegráveis. Demonstraram que a carga mastigatória é um dos fatores mais importantes e com elevado grau de dificuldade quanto à análise devido a grande quantidade de variáveis relacionadas.

Segundo Lopes et al. (2000) observaram que a fratura dos materiais metálicos consiste na separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas extrínsecas, as quais podem ser induzidas, através da aplicação de cargas lentas pela tração, flexão, compressão e torção, também pelo impacto, por carregamentos repetitivos através da obtenção de resultados por fadiga ou por cargas de baixa intensidade atuando com uma fluência durante muito tempo. A análise da possibilidade da ocorrência de uma fratura é baseada em modelos físicos estabelecidos nos diferentes micromecanismos de fratura observados nos testes de ensaios de corpos de prova.

2.5 Resistência à fadiga

Bannantine (1990) dissertou sobre a seleção quanto aos parâmetros das propriedades mecânicas mais relevantes. Esses parâmetros dependem da temperatura de trabalho. Demonstraram comparativamente as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro, da liga de titânio Ti-6Al-4V e do osso

cortical. Observaram que o módulo de elasticidade do titânio é em torno de cinco vezes o do osso cortical.

Patterson et al. (1992) relacionaram a fadiga nos parafusos de fixação considerando o processo mastigatório com duração de 20 minutos por dia com 80 ciclos por minuto, dependendo do tipo de alimento. Estabeleceram parâmetros através de um cálculo teórico da fadiga com um número de 1600 ciclos mastigatórios por dia. Concluíram que os parafusos de fixação oferecem boa resistência á fadiga quando as condições biomecânicas favoráveis são respeitadas.

Bidez & Misch (1992) descreveram a oclusão sendo um fator importante na determinação da direção de carga. As forças compressivas devem ser predominantes na oclusão da prótese sobre implantes, pois são menos nocivas que as forças de tensão no osso cortical que mais resistente à compressão.

Segundo Deines et al. (1993), fatores como a concentração e magnitude do stress estão sujeitas a algumas variáveis, como o dente antagonista, força oclusal, número de implantes para distribuir a carga, posição do implante, rigidez da prótese e geometria do implante.

Goheen et al. (1994) avaliaram a quantidade de torque manual gerada por diferentes profissionais utilizando parafusos Branemark de ouro (fenda e hexagonal) e parafusos para fixação de pilares. Avaliaram, também, diferentes dispositivos de torque, determinando a magnitude e variabilidade do torque gerado por cada dispositivo. Uma significativa variação dos valores de torque em função da velocidade de aperto com os dispositivos de torque eletrônico, porém uma calibração dos dispositivos deva ser realizada quando um adequado procedimento de torque vai ser realizado.

Avaliando diferentes conexões protéticas, Balfor & O'brien (1995) compraram três sistemas de implantes com desenhos diferentes para restaurações de elementos isolados. Conexões de hexágonos externos, octógonos internos e hexágonos, com seus respectivos polares protéticos, foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga através de cargas cíclicas. Nos testes de cargas compressivas, os resultados mostraram uma maior resistência no desenho de hexágono interno, sendo necessária uma força de 814N para provocar a falha; os desenhos de hexágono externo e octógono interno forças de 756 N e 587 N, respectivamente, foram necessárias para provocar falhas nos componentes. Nos testes da fadiga, limites de resistência para os desenhos de hexágono e octógono interno de 367 N e 400 N respectivamente foram encontrados, enquanto que no desenho de hexágono externo foi de 242 N; porém três amostras de hexágono externo se mantiveram estáveis após cinco milhões de ciclos, enquanto que nos desenhos de octógono e hexágono interno, as amostras se apresentaram estáveis. Observaram a superioridade dos testes de fadiga e testes de tensão máxima nos componentes pré-fabricados com ligas de titânio e sistemas anti-rotacionais internos. Ressaltam a importância na consideração do trauma oclusal, este sim um fator gerador de sobrecarga possibilitando a falha no sistema.

Segundo Beer & Johnston (1995), a fadiga é um fenômeno que ocorre na estrutura do material devido à aplicação de esforços através da tensão e/ou deformação com período cíclico. Essa alteração na estrutura do material é permanente, localizada e progressiva, pode ou não levar a fratura do componente estrutural após um determinado número de ciclos. As falhas mecânicas decorrentes destas condições de carregamento dinâmico são chamadas de “falhas por fadiga”, em virtude de serem normalmente observadas depois de um período. Uma falha por

fadiga é particularmente insidiosa ocorrendo sem qualquer indício de aviso. A fadiga dá origem a uma fratura de aparência frágil, sem deformação macroscópica na fratura. Portanto um metal rompe-se por três fatores essenciais. Primeiro uma tensão de tração máxima suficientemente alta, segundo por uma variação na tensão suficientemente grande, e terceiro por um número de ciclos de aplicação de tensão grande. Após esses fatores podemos considerar outros como a concentração de tensão, a corrosão, temperatura, sobrecarga, estrutura metalúrgica, tensões residuais e tensão combinada.

Brosco (2001) avaliou através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) o desajuste horizontal e a precisão de adaptação de pilares unitários em sistema de implantes nacionais com hexágono externo. Nos resultados encontrados dos sistemas de implantes e componentes nacionais verificaram um bom nível de controle de qualidade, sendo que a indústria tem acompanhado a evolução tecnológica, com produtos de qualidade internacional.

Khraisat et al. (2002) avaliaram a resistência à fadiga e a condição de falha de dois desenhos de interface implante/pilar de restaurações unitárias. Cada conjunto foi montado em um dispositivo metálico e levado à máquina de ensaio de fadiga, onde foram aplicadas cargas cíclicas com forças de 0N a 100N, sendo estas forças perpendiculares ao eixo do implante, e a 11,5mm da interface implante/pilar. Os corpos de prova foram submetidos a 1.800.000 ciclos, a uma frequência de 75 ciclos/minuto. Seus resultados mostraram que os parafusos dos pilares ceraone fraturaram entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos enquanto que os pilares ITI permaneceram estáveis.

Erneklint et al. (2006) objetivaram avaliar em estudo in vitro a resistência de carga em um sistema de implante cônico comparando assim combinações de

dois limites de ângulos de cabeça diferentes (20 e 45 graus) e três materiais de parafuso de retenção (liga de titânio, liga de ouro e titânio comercialmente puro). Concluíram que um limite de 45 graus pode ser combinado com um parafuso retentivo em qualquer dos materiais descritos no trabalho. Os testes também visualizaram que independente do material do parafuso, um limite de vinte graus poderia resistir a carregar forças de pelo menos 900 N.

Wiskott et al. (2007) compararam cinco desenhos de conectores quanto à resistência a fadiga, assim observando o mecanismo anti-rotacional na participação quanto à resistência a fadiga comparando assim com resultados de dados prévios a conectores do sistema Straumann. Concluíram que a resistência à fadiga do conector cerâmico eram aproximadamente 20% menos que os outros; o mecanismo anti-rotacional não participou em resistência mecânica e a força de fadiga dos conectores era 20% maior aos limites equivalentes no sistema Straumann.

3 PROPOSIÇÃO

Proposições gerais:

- a) analisar a morfologia da superfície dos implantes;
- b) analisar a resistência à fratura dos implantes;
- c) analisar a resistência à fadiga dos implantes.

Proposições específicas:

- a) comparar os implantes de corpo único, angulados em 10 graus com os implantes de dois corpos acoplados aos pilares com angulação de 10 graus;
- b) comparar os implantes de dois corpos acoplados aos pilares angulados de 10 graus e 15 graus.

4 MATERIAS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Os materiais utilizados foram cinco implantes de corpo único e dez implantes de dois corpos, ambos com diâmetro de 3,5mm e 13mm de comprimento da empresa Nobel Biocare®.

Grupo 1: implantes de corpo único angulado em 10 graus em relação à perpendicular com a base da resina. Implante com designação comercial Direct.

Grupos 2: implantes de dois corpos com angulação de 10 graus em relação à perpendicular com a base da resina. Pilar esthetic abutment nobrol NP. Implante com designação comercial Replace Tapered.

Grupos 3: implantes de dois corpos com angulação de 15 graus em relação à perpendicular com a base da resina. Pilar esthetic abutment nobrol NP. Implante com designação comercial Replace Tapered.

4.2 Métodos

Os métodos utilizados para avaliar os implantes de corpo único e dois corpos foram: análise em microscopia eletrônica de varredura, ensaios de carga máxima em compressão para medir resistência à fratura e resistência à fadiga.

4.1.1 Ensaio de microscopia eletrônica de varredura

Uma amostra de cada um dos grupos amostrais foi observada no microscópio eletrônico de varredura (MEV) JEOL modelo LSV4800 (Jeol, Japão)

para análise da morfologia da superfície dos implantes tratados por método eletroquímico. Os implantes foram fixados em suportes e inseridos na câmara do microscópio. As imagens das amostras foram capturadas de forma padronizada de acordo com as seguintes regiões e aumentos:

Região 1: interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante; aumento de 60x;

Região 2: interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante; aumento de 500x;

Região 3a: - vértice da rosca aumento de 1.000x;

Região 3b: - vértice da rosca aumento de 2000x;

Região 4: ápice do implante, aumento de 50x.

4.1.2 Ensaio de resistência à fratura

Para avaliar a influência da inclinação do implante na resistência à fratura os dois implantes do grupo 1 foram inclinados em 10° ; dois implante do grupo 2 e dois implantes do grupo 3 foram inclinados em 15° em relação perpendicular à base da resina.

Os implantes foram fixados em bases cilíndricas preenchidas com resina poliéster Resapol T-208 fornecido pela Empresa Reichhold (São Paulo - SP). As propriedades mecânicas deste material estão descritas na tabela 1. Optou-se por este material por ser uma resina poliéster insaturada, totalmente polimerizável, com tempo de polimerização de três horas à temperatura ambiente, e por possuir alta viscosidade. O tempo de polimerização se faz com a adição do catalizador Peróxido

de metil-etil-cetona com cor clara e cristalina. A estabilidade na cor se mantém por muito tempo e sua dureza permanece balanceada de tal forma que as peças podem ser torneadas, lixadas e polidas com relativa facilidade, mantendo a dureza do produto. Na armazenagem, as resinas poliéster devem ser mantidas à temperatura de 25° graus Celsius ou menor. Na preparação para cada 100,0 gramas de resina utilizam-se 1,0% de peróxido de metil-etil-cetona. O fabricante recomenda pós-cura térmica para obtenção do grau de polimerização completa. A resina apresenta após a cura módulo de elasticidade próximo ao do osso (13,7 GPa).

Tabela 1 - Propriedades da resina na aplicação

Características	Método de análise	Valores típicos
Resistência máxima à tração (MPa)	PP 09 - 035	50
Módulo de elasticidade á tração (MPa)	PP 09 - 035	3.600
Resistência máxima á flexão (MPa)	PP 09 - 039	80
Deformação máxima (%)	PP 09 - 039	1,5
Temperatura de termodistorção (graus/centígrados)	PP 09 - 030	70
Resistência ao impacto (J/M)	PP 09 - 078	18

Os implantes foram fixados em cilindros da resina Resapol T-208 (figura 1a e b). A resina foi vasada no suporte de alumínio para ensaio de fratura e fadiga. (figura 2a). Para garantir o correto posicionamento e inclinação dos implantes empregou-se um transferidor e uma régua.



Figura 1 - A) Corpo de prova do implante de corpo único; B) Corpo de prova do implante de dois corpos.

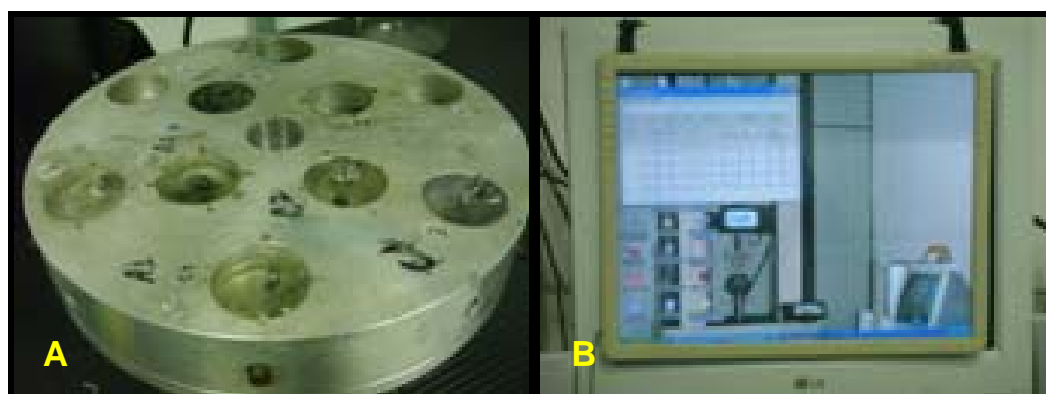


Figura 2 - A) Corpos de prova vazados em aparatologia metálica padronizada; B) Computador com o programa para o EMIC.

Para fixação dos pilares retos aos implantes de dois corpos dos grupos 2 e 3 foi utilizado um torquímetro digital da Lutron (TQ 8800) com capacidade de 150 N.cm, precisão de 0,1 N.cm (figura 3b). Os parafusos dos pilares foram apertados com torque de 35 N.cm para a obtenção da pré-carga preconizada pelo fabricante dos implantes.

As seis amostras que compõem os grupos 1, 2 e 3 (2 amostras do grupo 1, 2 amostras do grupo 2 e 2 amostras do grupo 3) foram embutidas na resina e

foram fixadas na máquina de ensaio universal EMIC (S. José dos Pinhais, PR) modelo DL-10000 com programa Tesc versão 3.04 e célula de carga Trd 25. Para avaliar a resistência à fratura (figura 2b), aplicou-se um carregamento crescente perpendicular à base da resina (figura 3a). O deslocamento do sistema da máquina foi de 10 mm/min. A carga foi aplicada com os implantes inclinados e determinou-se a carga máxima.



Figura 3 - A) Implante de corpo único posicionado para teste em EMIC; B) Torquímetro digital.

4.1.3 Ensaio de resistência à fadiga

O aparato contendo seis amostras: sendo duas amostras do grupo 1; 2 amostras do grupo 2 e duas amostras do grupo 3 foram fixadas na máquina de ensaio de fadiga MTS e submetido ao carregamento cíclicos (figura 4b, 5 e 6).

O valor da aplicação da força individual para o ensaio de fadiga em cada implante foi baseado no resultado do teste de resistência à fratura. No ensaio de cada amostra podemos utilizar o valor obtido no ensaio de resistência à fratura 2.636

KN. O valor da carga de compressão usado foi calculado como sendo 75% da carga máxima de resistência à fratura e obtido este valor, foi multiplicado pelo número de amostras em teste de fadiga. Foram aplicadas cargas de compressão 2.000 N às seis amostras para acomodação do sistema. E após 106 ciclos a carga total aplicada pela máquina foi elevada para 12.000 N (1.220 kgf) para termos uma carga média em cada implante de 2.000 N (204 kgf).

O ponto de aplicação da carga incidiu diretamente no pilar, na extremidade superior sem a supra-estrutura protética, frequência de 50 Hz, e temperatura ambiente de 25° graus Celsius. Para confirmar a existência do contato entre o dispositivo de ensaio e o pilar empregou-se multímetro (figura 4a). Para observar o afrouxamento e soltura do pilar, o ensaio de fadiga foi interrompido a cada 500.000 ciclos e os parafusos protéticos foram reapertados com o torquímetro digital. Foram feitos dois reapertos e o ensaio de fadiga foi paralizado com $1,28 \cdot 10^6$ ciclos devido à deformação das amostras. Levando em consideração 1.600 ciclos de mastigação por dia, o tempo da interrupção do ensaio equivale a aproximadamente 2,2 anos de uso da prótese.

O valor da carga de compressão máxima utilizada na máquina de fadiga MTS foi determinado com base nos resultados obtidos no presente estudo quando o ensaio de fratura foi realizado.

O objetivo foi realizar 2.880.000 ciclos. Os parâmetros dos testes basearam-se no trabalho de Morgan & James (1993), que sugerem estas condições para testes de fadiga por compressão “in vitro”. A força realizada pela máquina MTS incidiu sobre o sistema axialmente as amostras.

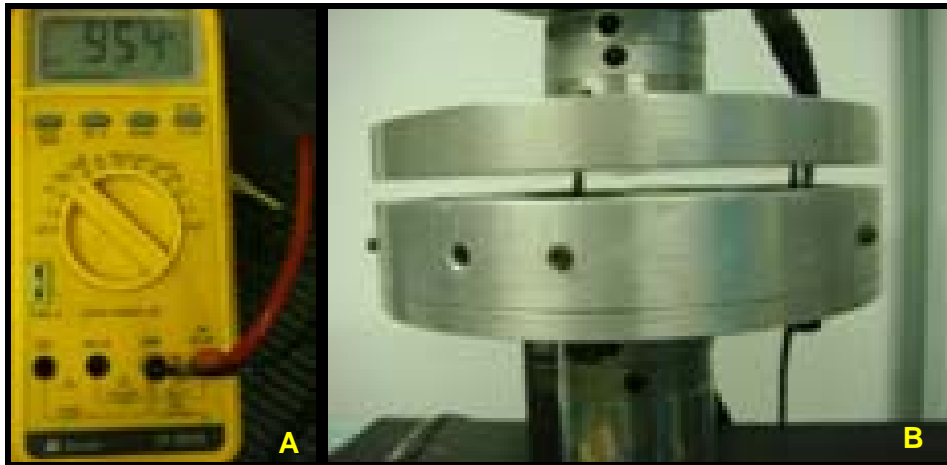


Figura 4 - A) multímetro; B) Aparatologia da máquina MTS.

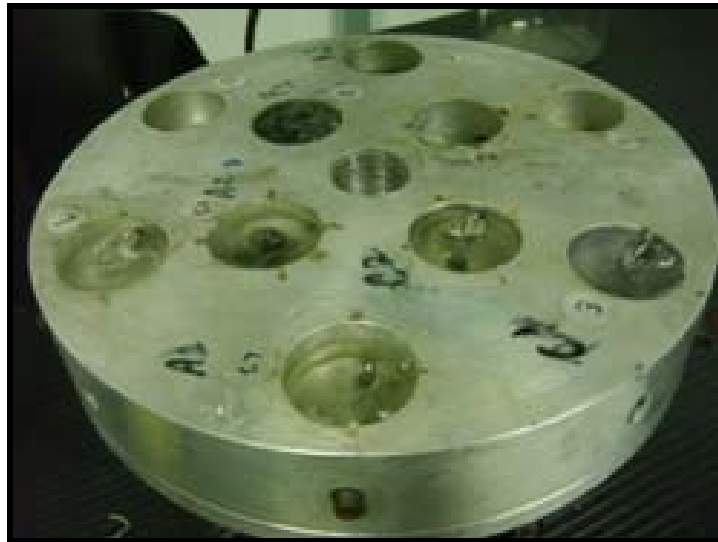


Figura 5 - Corpos de prova posicionados no aparato metálico.



Figura 6 - A) Máquina MTS; B) Aparatologia complementar da máquina MTS.

5 RESULTADOS

5.1 Análise da morfologia da superfície dos implantes

Para analisar a morfologia da superfície dos implantes de corpo único e de dois corpos, foram capturadas 62 imagens em microscópio eletrônico de varredura (figuras 7 a 16). A superfície dos implantes foi analisada em quatro regiões distintas como descrito na metodologia:

Todas as superfícies dos implantes analisadas apresentaram uma formação porosa. Estes poros com maiores dimensões apresentaram projeções na superfície dos implantes com tamanhos diferenciados. A morfologia observada apresenta características de tratamento eletroquímico.

5.1.1 Implantes de corpo único

Região 1: Foi observada a presença de ranhuras de usinagem (figura 7).

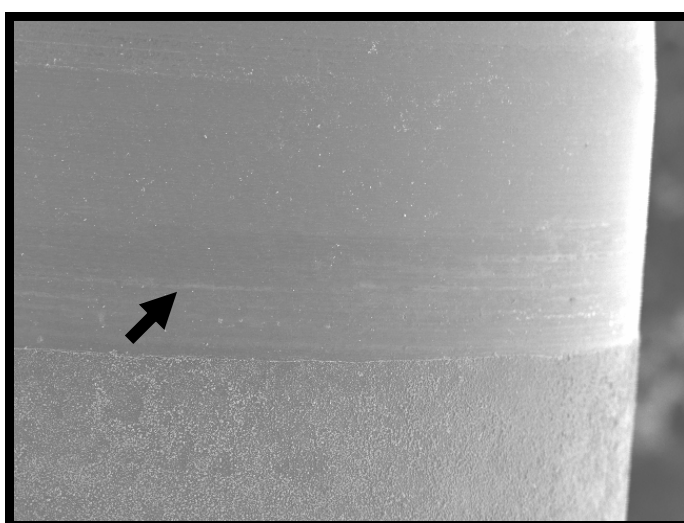


Figura 7 - Fotomicrografia em MEV (MAG x60) observa-se ranhuras de usinagem na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.

Região 2: Observam-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização (figura 8).

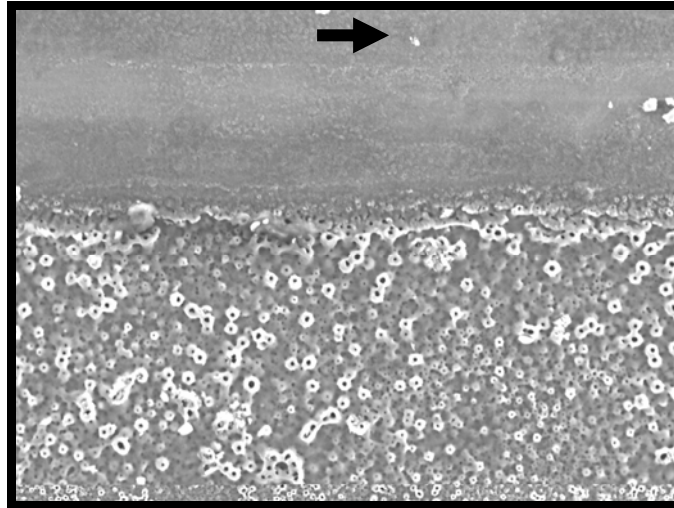


Figura 8 - Fotomicrografia em MEV (MAG x500) observa-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.

Região 3a: Superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada (figura 9).

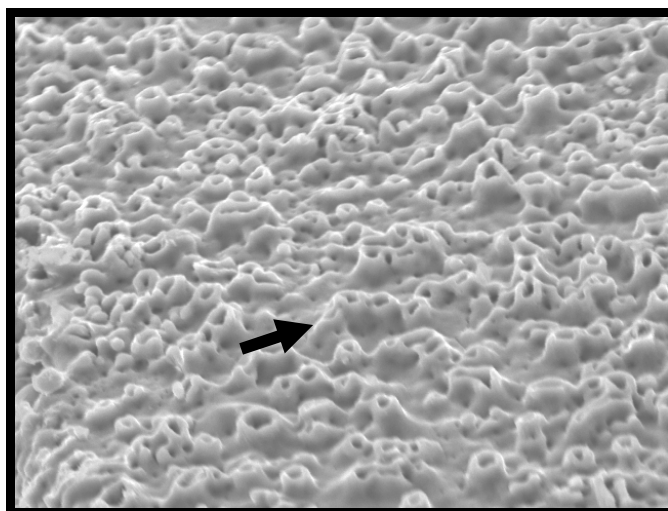


Figura 9 - Fotomicrografia em MEV (MAG x1000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada na região do vértice da rosca.

Região 3b: Superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações entre os vulcões (figura 10).

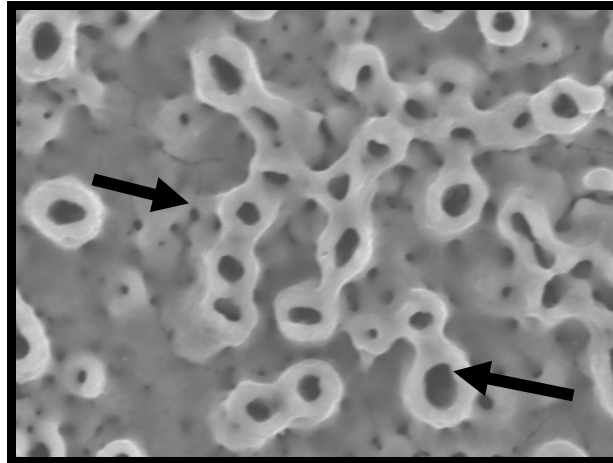


Figura 10 - Fotomicrografia em MEV (MAG x2000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações entre os vulcões na região do vértice da rosca.

Região 4: Superfície não homogênea com irregularidades na chanfradura do vértice das roscas. Defeito oriundo (aumento de 500 x) do processo de usinagem do implante. Defeito oriundo (800x) na mesma região com maior aumento (figura 11).

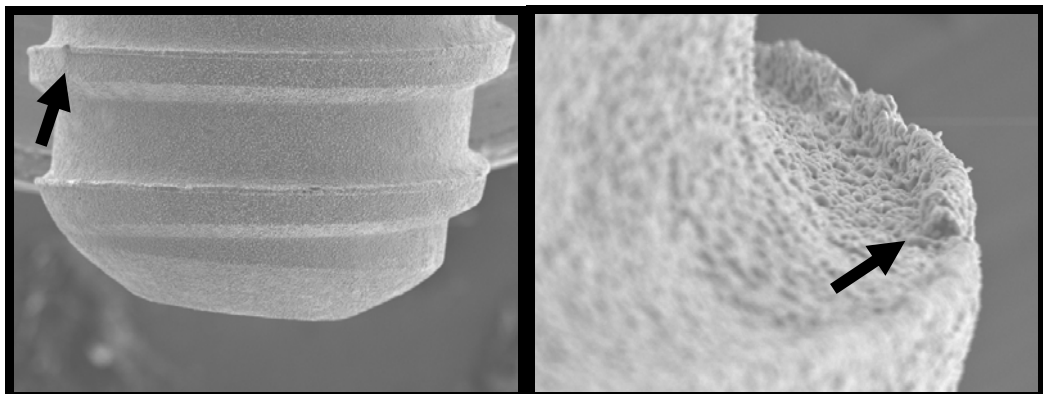


Figura 11 - Fotomicrografia em MEV (MAG x50) observa-se a superfície não homogênea com irregularidades na chanfradura do vértice das roscas sendo um defeito oriundo do processo de usinagem do implante na região do ápice do implante.

5.1.2 Implantes de dois corpos

Região 1: Foi observada a presença de ranhuras de usinagem (figura 12).

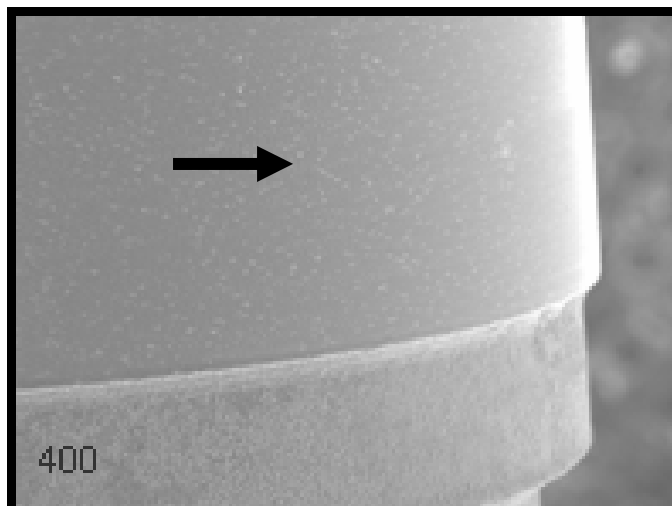


Figura 12 - Fotomicrografia em MEV (MAG x60) observa-se ranhuras de usinagem na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.

Região 2: Observam-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização (figura 13).

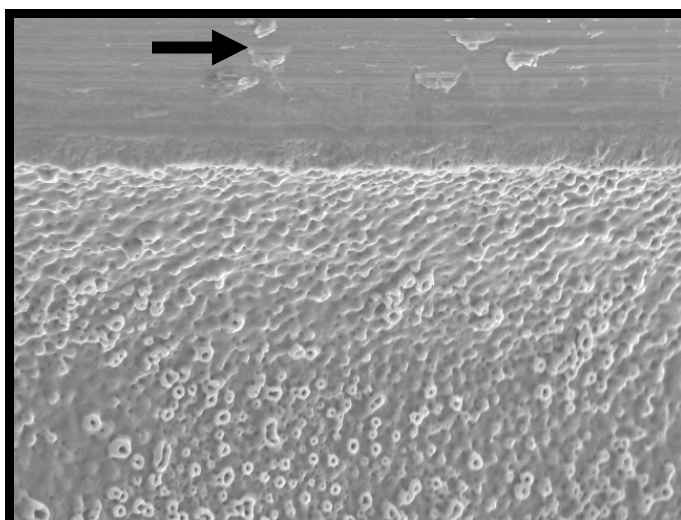


Figura 13 - Fotomicrografia em MEV (MAG x500) observa-se ranhuras de usinagem e pontos brancos na região do colar oriundos da deposição de material durante o processo de anodização na interface entre o pescoço do implante e região do corpo do implante.

Região 3a: Superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada (figura 14).

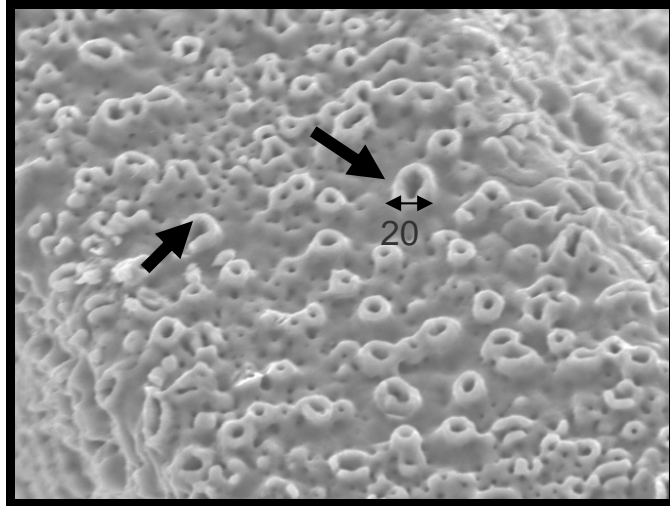


Figura 14 - Fotomicrografia em MEV (MAG x1000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada na região do vértice da rosca.

Região 3b: Superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações somente em algumas regiões (figura 15).

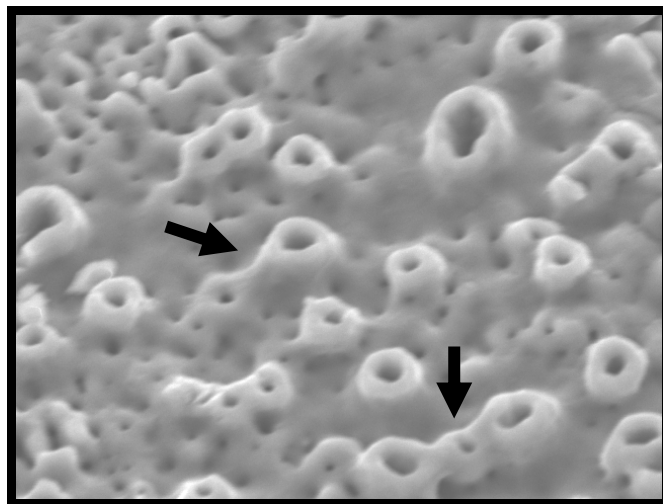


Figura 15 - Fotomicrografia em MEV (MAG x2000) observa-se a superfície com irregularidades de tamanho heterogêneo semelhante à superfície anodizada apresentando intercomunicações somente em algumas regiões no vértice da rosca.

Região 4: Superfície regular homogênea, apresentando rosca com formato quadrado (figura 16).

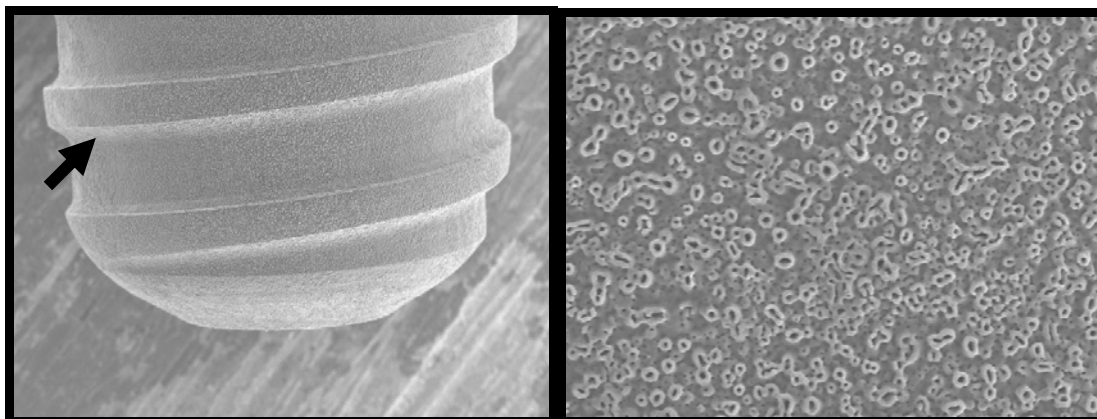


Figura 16 - Fotomicrografia em MEV (MAG x50) observa-se a superfície regular homogênea apresentando rosca com formato quadrado na região do ápice do implante.

5.2 Teste de Resistência à Fratura

Conforme podemos observar na tabela 2, os implante dos grupos 1, 2 e 3 não apresentaram falha à fratura, apresentando o grupo 1 uma carga máxima média de 5.858 N; os implantes do grupo 2 apresentaram um valor médio de 2.637 N e os implantes do grupo 3 um valor médio de 1.649 N.

Frente aos resultados observados na tabela 2, pode-se afirmar que os valores de força máxima variaram entre os grupos amostrais.

Parece lícito afirmar que os implantes de corpo único com inclinação de 10 graus são mais resistentes à força máxima empregada do que os implantes de dois corpos de 10 graus e 15 graus.

Independente dos valores encontrados é importante salientar que não foi observada fratura de nenhum implante de corpo único e dois corpos, assim como de

nenhum componente ou mesmo desaparafusamento dos pilares testados. Os implantes apresentaram em seus pilares conectados uma deformação plástica.

Tabela 2 - Relação de amostras e força máxima

GRUPO	Tipo	Ângulo	Amostras	FORÇA MÁXIMA (N)	Média dos grupos
Grupo 1	Corpo Único	10	Amostra a cp1	5.868,82N	5.858 N
Grupo 1	Corpo Único	10	Amostra b cp2	5.846,74N	
Grupo 2	Dois Corpos	10	Amostra a cp1	2.320,20N	2.637 N
Grupo 2	Dois Corpos	10	Amostra b cp2	2.953,73N	
Grupo 3	Dois Corpos	15	Amostra a cp1	1.661,82N	1.649 N
Grupo 3	Dois Corpos	15	Amostra b cp2	1.635,50N	

5.3 Teste de resistência à fadiga

Frente aos resultados observados na tabela 3, pode-se afirmar que os implantes de corpo único e dois corpos se comportaram de maneira semelhante ao ensaio de fadiga para $1,28 \cdot 10^6$ ciclos e carga de 1.220 Kgf.

É importante ressaltar que mesmo havendo variações dos ângulos dos implantes não houve diferença nos resultados.

Tabela 3 - Resultado dos ensaios de fadiga

GRUPO	Tipo	Ângulo	N. de ciclos	Carga (Kgf)	Tipo de falha
Grupo 1	Corpo Único	10	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve
Grupo 1	Corpo Único	10	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve
Grupo 2	Dois Corpos	10	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve
Grupo 2	Dois Corpos	10	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve
Grupo 3	Dois Corpos	15	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve
Grupo 3	Dois Corpos	15	$1,28 \cdot 10^6$	1.220 Kgf	Não houve

6 DISCUSSÃO

6.1 Propriedades morfológicas dos implantes

As análises da morfologia dos implantes no MEV mostraram que os implantes de corpo único e dois corpos possuem ranhuras oriundas do processo usinagem e pontos brancos na região do colar depositados durante o processo de anodização.

Bowers et al. (1992) e Browne & Mcgregson (1994) analisaram as dimensões das microcavidades, assim como a orientação das ranhuras superficiais dos implantes, influencia na adesão das células, proliferação, diferenciação e produção de fatores locais, geometria, rugosidade, e do tipo de molécula envolvida. Para analisar a caracterização da topografia descreveram a necessidade na análise das superfícies com o emprego de várias técnicas de microscopia e perfilometria. Considerando que a interação das células e tecidos com o implante são afetadas pela topografia em níveis macroscópicos e à rugosidade em nível microscópico, a princípio, espera-se que o aumento da área superficial do implante aumente o número de sítios para as células se ligarem, facilitando o crescimento dos tecidos e aumentando a estabilidade mecânica.

Os implantes osseointegráveis têm revolucionado a reabilitação oral de arcos edêntulos. O elevado índice de sucesso, a preferência por parte dos pacientes e profissionais na indicação e a utilização desta modalidade de terapêutica através da implantodontia aumenta o índice de problemas e as complicações tornam-se mais freqüentes. Por conseguinte as empresas fabricantes deste produto competem entre si e apresentam uma diversificação de produtos. Os profissionais precisam ter

embasamento científico para optarem pelos produtos adequados para seus pacientes. Por essa razão Lugowski et al. (1991) destacaram a importância do estudo “in vitro” previo para prevenir possíveis problemas “in vivo”. Ciotti et al. (2006), Elias (2004), Rolim et al. (2004), Massaro et al. (2002), Diniz et al. (2001), Vidigal et al. (1998) e Wennerberg et al. (1995) exemplificaram através de estudos morfológicos com a utilização do microscópio eletrônico de varredura (MEV) análise da superfície dos implantes osseointegráveis.

Os tratamentos de superfície diversos aplicados na superfície dos implantes muito influenciam na rugosidade, composição química, tanto quanto na resistência à corrosão de implantes de titânio, Chen et al. (1998), Diniz et al. (2001) e Wennerberg et al. (1995) retrataram a importância no tratamento químico, observando nessa camada a efetivação na promoção da osteocondutividade, principalmente em implantes rugosos. Portanto a criação de microcavidades na superfície do implante facilita a bioadesão das células. Calvo et al. (2000) corroboraram através de seus estudos histológicos e histomorfométricos em humanos e animais, o contato osso-implante é maior e mais rápido quando utilizamos implantes com tratamento de superfície, possibilitando um melhor sinergismo das propriedades físico-químico do filme de oxido de titânio.

Lima & Elias (1996), Rizzi et al. (2001) e Elias et al. (2004) destacaram a validação na excelência no processo de usinagem, determinando as características da superfície dos implantes, em especial a microestrutura, cristalinidade, rugosidade, composição química, propriedades mecânicas e químicas. Rugosidade esta influenciada pelos parâmetros envolvidos no tratamento de oxidação, como tipo de solução, concentração e temperatura do processo.

No presente trabalho as ranhuras foram identificadas na região do colar do implante. Sabe-se que nesta região as células em maior número são fibroblastos, as quais aderem com maior facilidade em regiões com superfícies lisas. A empresa Nobel Biocare® produz implantes com superfície tratada abaixo do colar e todo o colar. Os procedimentos cirúrgicos são diferentes para os dois tipos de implantes. O nível de rugosidade deve ser controlado porque as células necessitam de pontos de ancoragem na superfície do implante para iniciar a proliferação e garantir a biofixação com o hospedeiro. Conjuntamente com os estudos *in vitro*. Boyan et al. (1996) analisaram a importância da morfologia da superfície. Outros autores como Wennerberg et al. (2004) e Wennerberg et al. (1995) relataram através dos estudos “*in vivo*” a influência da rugosidade das superfícies de implantes odontológicos na resposta óssea. Os pontos brancos na região do colar facilitam a adesão de biofilme quando esta região ficar supra óssea. Considerando que os implantes de corpo único devem ficar com a região lisa supra óssea, a existência de pontos brancos é considerado um defeito oriundo do processo de tratamento da superfície por anodização.

Baró et al. (1986) mantém o consenso quanto aos diversos tipos de tratamentos de superfície (ataque ácido, jateamento, plasma spray), tratamentos estes que determinam a superioridade quanto à rugosidade na superfície do titânio, determinando superfície porosa com maior compatibilidade biomecânica.

Elias et al. (2004) demonstraram que as superfícies rugosas com tratamento eletroquímico apresentaram a presença de saliências na forma de pequenos cones determinando parâmetros de rugosidade e melhores condições para induzir a osseointegração. Rolim et al. (2004) descreveram o método de

texturização de superfície de implantes osseointegrados da empresa NobelBiocare® utilizando tratamento eletroquímico.

Pode-se observar que a superfície do implante abaixo do colar possui características morfológicas completamente diferente do colar.

Através da microscopia eletrônica de varredura pode-se observar que os implantes de corpo único e dois corpos apresentam nas superfícies irregularidades com de tamanho heterogêneo, semelhantes à superfície anodizada apresentando intercomunicações entre os vulcões. E em aumentos maiores pode-se observar que a heterogêneo com irregularidades no vértice das roscas.

Massaro et al. (2001), Elias (2001) e Vidigal et al. (1998) descreveram a importância dos cuidados durante a fabricação do implante e a influencia do modo de manuseio e da qualidade da limpeza de elementos químicos na superfície do implante influenciando fortemente na energia da superfície. Os contaminantes normalmente são atribuídos às soluções, os quais são oriundos do processo de limpeza e tratamento da superfície do implante. Bowers et al. (1992) e Elias (2001) descreveram a importância da remoção de resíduos e a presença de impurezas na superfície compromete estas ligações. Portanto, recomendam que a superfície do implante deve ser isenta de impurezas, não definindo o nível de contaminação aceitável ou identificando as mais prejudiciais Menezes (2003). Após a usinagem, vários banhos químicos são usados para realizar a remoção destes óleos e cavacos de usinagem.

6.2 Resistência a fratura

O ensaio de compressão consistiu na aplicação de uma carga crescente e obtendo-se um gráfico carga versus deslocamento. A curva traçada pelo sistema de ensaio possuía uma parte reta que representa a região do comportamento elástico e uma parte na forma de curva ascendente, esta corresponde à região de deformação plástica. Após a região ascendente a carga para continuar a deformação reduziu. O ponto máximo de curva corresponde o limite de resistência à fratura, valores mostrados na tabela 2. Os implantes mostrados na tabela 2 são os valores da carga máxima que os implantes suportaram. No ensaio de compressão os implantes foram deformados na região elástica e plástica.

No presente trabalho não foi observada a fratura dos implantes, dos pilares ou dos parafusos. Resultados que discordam dos citados por Adell et al. (1981) e Haas et al. (1995) descreveram as complicações referentes a problemas mecânicos, tais como: fratura de prótese, fratura de parafuso de ouro da prótese, fratura do parafuso de fixação do pilar e fratura do implante. Perante esses relatos podemos relacionar o estudo de Rangert et al. (1995) que relataram os fatores relacionados à fratura dos parafusos de ouro de fixação dos componentes protético, considerando a principal causa a aplicação do torque inadequado. Os problemas mecânicos citados com maior frequência, pela literatura envolvem os componentes dos implantes osseointegráveis, portanto relacionado aos parafusos de fixação das supraestruturas.

Eckert et al. (2000) destacaram aspectos relevantes relacionados à ausência na relação de maior incidência destas fraturas, principalmente na região posterior da maxila e mandíbula. E Brunski et al. (2000) relataram que nas regiões de pré-molares e molares observaram os maiores índices de riscos relacionados aos

problemas biomecânicos, destacando o grau de dificuldade quanto à análise devido a grande quantidade de variáveis relacionadas. Ivanoff et al. (2000) observaram fratura três vezes maior quando os implantes foram bicorticalizados quando em comparação aos de ancoragem monocortical.

Lopes et al. (2000) observaram que a fratura dos materiais metálicos consiste na separação em duas ou mais partes devido à aplicação de cargas extrínsecas, as quais podem ser induzidas, através da aplicação de cargas lentas pela tração, flexão, compressão e torção, impacto e por carregamentos repetitivos através da obtenção de resultados por fadiga ou por cargas de baixa intensidade atuando com uma fluência durante muito tempo. Nos ensaios realizados neste trabalho “in vitro” de resistência à fratura, aplicou-se um carregamento crescente perpendicular à base da resina através da máquina EMIC com deslocamento do sistema de 10 mm/min. A carga foi aplicada no ensaio de resistência à fratura com os implantes inclinados em 10 graus e 15 graus, obtivemos a média e determinou-se a carga máxima 2.637 N média esta individual para ser aplicada em todos os grupos para um posterior teste de resistência à fadiga. Podemos, portanto, concluir que através deste valor obtido é lícito afirmar que os implantes de corpo único e dois corpos da empresa Nobel Biocare® mesmo com angulações em seus pilares são resistentes a fraturas com valores acima dos níveis estimados fisiológicos normais.

Brunski et al. (2000) comprovaram que as regiões posteriores apresentam alto índice de forças mastigatórias transversais durante o processo mastigatório extremamente desfavorável para a estrutura. Eckert et al. (2000) analisando a incidência de fatores associados à fratura de implante, confirmam os aspectos abordados acrescentando que a sobrecarga mastigatória nas regiões posteriores de

mandíbula e maxila; predispõem à fadiga dos componentes metálicos e conseqüentemente a fratura.

Baseado nestes conceitos biomecânicos aplicados a implantodontia este trabalho procura estudar a resistência à fratura dos componentes de implantes osseointegráveis em condições consideradas pela literatura científica submetendo os implantes de corpo único e dois corpos a carregamentos cíclicos com pequenas inclinações utilizando pilares retos, porém com os implantes e abutments inclinados em 10 graus e 15 graus. Observamos após ensaio de resistência à fratura conforme podemos observar na tabela 2, os implantes dos grupos 1, 2 e 3 não apresentaram falha à fratura, apresentando o grupo 1 uma carga média de 5.858 N; os implantes do grupo 2 apresentaram um valor médio de 2.637 N e os implantes do grupo 3 um valor médio de 1.649 N. Frente aos resultados observados na tabela 2, pode-se afirmar que os valores de força máxima variaram entre os grupos amostrais. Podemos afirmar que os implantes de corpo único com inclinação de 10 graus são mais resistentes à força máxima empregada do que os implantes de dois corpos de 10 graus e 15 graus. E independente dos valores encontrados não foi observada fratura de nenhum implante de corpo único e dois corpos, assim como de nenhum componente ou mesmo desaparafusamento dos pilares testados discordando do trabalho de Adell et al. (1981); que observaram em estudo clínico durante 15 anos uma média de 5% de complicações referentes a problemas mecânicos. Os valores determinados no ensaio de compressão são elevados para os níveis normalmente encontrados.

Por essa razão observamos o trabalho de Binon (1994) sugeriu que existindo tolerância dimensional adequada e bom acabamento da plataforma do implante e do pilar é possível acoplar pilares aos implantes com uma pré-carga de

10 a 32 N.cm nos parafusos de fixação, evitando-se o afrouxamento dos componentes protéticos. Em seu trabalho utilizou torquímetros, manuais ou digitais, que possibilitaram a aplicação de pré-carga nas conexões diminuindo o índice de perda de parafusos.

Respeitando a indicação de Binon (1994) e concordando com os autores citados neste trabalho, no presente trabalho os parafusos foram conectados aos pilares com um torquímetro digital. Os parafusos foram acoplados aos pilares com um torque de 35 N.cm para a obtenção da pré-carga preconizada pelo fabricante da empresa dos implantes Nobel Biocare®. Seguindo a recomendação do fabricante e respeitando a literatura pertinente relacionada aos valores para torque dos parafusos, observamos ausência de afrouxamento em todos os implantes e pilares acoplados durante os ensaios realizados de testes à fratura e à fadiga. Este resultado mostra que a pré-carga usada para apertar os parafusos foi adequada.

6.3 Resistência a fadiga em compressão

Para analisarmos os resultados obtidos no ensaio de fratura e fadiga deste trabalho devemos considerar alguns aspectos, tais como: sobrecarga no sistema, número de amostras, tipo de pilar, ângulo de inclinação do implante e deformação do sistema. Como descritas anteriormente as amostras, foram submetidas a carregamentos cíclicos de compressão axial, com o objetivo de simular a função mastigatória. As cargas aplicadas em todas as amostras foram maiores do que as “in vivo”. Optou-se por esta metodologia, baseado na proposta de Morgan & James (1993) para ensaios de fadiga “in vitro” de componentes metálicos de implantes osseointegrados.

Bannantine (1990) demonstraram comparativamente as propriedades mecânicas do titânio comercialmente puro, da liga de titânio Ti-6Al-4V e do osso cortical. Descrevendo o módulo de elasticidade do titânio é em torno de cinco vezes o do osso cortical. O material ideal para implantes deve ter o módulo de elasticidade próximo ao módulo de elasticidade do tecido ósseo (entre 10 - 30 GPa) minimizando assim os problemas de reabsorção óssea. Por essa razão utilizamos a resina poliéster por apresentar um módulo de elasticidade próximo ao do osso humano.

Bidez & Misch (1992) descreveram a oclusão sendo um fator importante na determinação da direção de carga. Patterson et al. (1992) estabeleceram parâmetros através de um cálculo teórico da fadiga com um número de 1600 ciclos mastigatórios por dia. Alcançamos através do ensaio de resistência à fadiga um total de $1,28 \cdot 10^6$ ciclos, portanto criando parâmetros teóricos para uma média de ciclos mastigatórios onde submetemos os implantes da empresa Nobel Biocare® à dois anos e dois meses de função sob uma carga média de 1.220 Kgf.

Patterson et al. (1992) observaram que existem duas áreas principais de concentração de tensão nos parafusos, nas quais provavelmente se inicia a fadiga e conseqüentemente a falha. Por essa razão Balfour & O'Brein (1995) observaram a superioridade dos testes de fadiga e testes de tensões máxima nos componentes pré-fabricados com ligas de titânio e sistemas anti-rotacionais internos. Os resultados mostraram uma maior resistência no desenho de hexágono interno, sendo necessária uma força de 814 N para provocar a falha. No presente trabalho, os resultados obtidos corroboraram no que se refere a resistência dos implantes de hexágono interno antirotacionais.

No sentido de se otimizar os ensaios optaram-se por apenas duas amostras de cada em condições diferentes. Procurou-se avaliar tipo de componente e a inclinação do complexo pilar-implante, em diferentes situações.

Outro aspecto importante está relacionado com a inexistência de uma superestrutura protética, instalada nas amostras. Além de simplificar o estudo, justifica a metodologia utilizada para os ensaios de fadiga é justificada uma vez que demonstra de forma mais clara a resistência dos pilares acoplados aos implantes suportando cargas axiais maiores que as fisiológicas normais. Tendo em vista que com a presença de uma estrutura protética haveria fatores potencializadores da carga aplicada; em função do desenho da prótese, tais como largura da mesa oclusal e inclinações das cúspides, cicatrículas e fissuras de uma estrutura; como afirmaram Brunski et al. (2000).

Conforme resultados obtidos para o ensaio de fadiga, as amostras não apresentaram fratura do parafuso de fixação do pilar. Aplicou -se carga média em cada implante de 2.000 N (204 kgf) inicialmente. Posteriormente a carga total aplicada pela máquina foi elevada para 12.000 N (1.220 kgf) e após cada 500.000 ciclos realizamos o aperto dos parafusos com um torquímetro digital. O valor da carga de compressão usado foi calculado como sendo 75% da carga máxima de resistência em compressão do sistema. Este comportamento demonstra que os parafusos de fixação do pilar, assim como os pilares e implantes apresentaram boa resistência à fadiga, pois foram submetidos a cargas muito maiores que as cargas funcionais.

7 CONCLUSÃO

Conclui-se com este trabalho que:

- a) os implantes de corpo único e dois corpos apresentaram semelhança em relação aos aspectos morfológicos e ao comportamento ao ensaios de resistência à fratura e fadiga;
- b) os implantes de corpo único com inclinação de 10 graus parecem ser mais resistentes à força máxima empregada do que os implantes de dois corpos de 10 e 15 graus;
- c) mesmo havendo variações dos ângulos dos implantes de dois corpos, não houve diferença entre os grupos estudados.

REFERÊNCIAS¹

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981 Dec;10(6):387-416.
- Albrektsson T, Gottlow J, Meirelles L, Ostman PO, Rocci A, Sennerby L. Survival of NobelDirect implants: an analysis of 550 consecutively placed implants at 18 different clinical centers. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2007 June;9(2):65-70.
- Baldo VMO, Dias PV, Salomão M, Siqueira JTT. Estudo clínico retrospectivo sobre a osteointegração primária em implantes de titânio com superfície rugosa por jateamento: comparação entre cilindros e parafusos. *BCI.* 2001 abr-jun; 8(30):115-9.
- Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995 Jan;73(1):36-43
- Bannantine JA, Comer JJ, Handboock JL. Fundamentals of metal fatigue analysis. New York: Englewood Cliffs; 1990.
- Baró AM, García N, Miranda R, Vázquez L, Aparicio C, Olivé J et al. Characterization of surface roughness in titanium dental implants measured with scanning tunnelling microscopy at atmospheric pressure. *Biomaterials.* 1986 Nov;7(6):463-6.
- Beer PF, Johnston ER. Resistência dos materiais. São Paulo: Makron Books; 1995. cap. 6, p. 635-639.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
- Bidez MW, Misch CE. Issues in bone mechanics related to oral implants. *Implant Dent.* 1992 Winter;1(4):289-94.
- Binon PP. The role of screws in implants systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9:48-63.
- Bowers KT, Keller JC, Randolph BA, Wick DG, Michaels CM. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Fall;7(3):302-10.
- Boyan BD, Hummert TW, Dean DD, Schwartz Z. Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials.* 1996 Jan;17(2):137-146.
- Brosco HB. Precisão de adaptação de intermediários transmucosos unitários em sistemas nacionais de implantes [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de Bauru; 2001

¹ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses do Centro de Pós-Graduação CPO São Leopoldo Mandic, baseado no estilo Vancouver de 2007, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):15-46.

Calvo MP, Muller E, Garg AK. Immediate loading of titanium hexed screw-type implants in the edentulous patient: case report. *Implant Dent*. 2000 Mar;9(4): 351-7.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr;15(2):249-57.

Chen G, Wen X, Zhang N. Corrosion resistance and ion dissolution of titanium with different surface microroughness. *Biomed Mater Eng*. 1998;8(2):61-74.

Ciotti DL, Joly JC, Cury PR, Silva RC, Carvalho PFM. Microscopia eletrônica de varredura em implantodontia: características morfológicas e composição química da superfície e da micro-fenda implante-abutment dos implantes SINÖ. *RGO*. 2006 jan-mar;54(1):31-34.

Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993 Dec;13(6):540-9.

Dias PV, Bassanta AD; Siqueira ARS, Tesseroli JT. Estudo experimental de implantes com superfícies rugosas por jateamento em comparação com implantes de superfícies usinadas: avaliação histológica e biomecânica. *BCI*. 2000 jul-ago; 7(27):62-8.

Diniz MG, Sader MS, Soares GA. Superfície de titânio modificada por jateamento mecânico e/ou tratamento ácido. *Rev Bras Odontol*. 2001 mar-abr;58(2):10-35.

Eckert, SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Sept-Oct;15(5):662-7.

Elias CN, Lima JHC, Costa e Silva F, Menezes GC. Diferentes superfícies dos implantes dentários. III Congresso Latino Americano de Órgãos Artificiais e Biomateriais. Campinas-SP; 2004.

Elias CN, Lima JHC, Costa e Silva F, Mulher CA, Figueira DC. Surface modification of titanium dental implants by micro-arc oxidation, in *Surface engineering in materials*, Edited by A. Agal Wal, S Seal, NB. Dahotre, J.J. Moore and C. Blue, 2005 pp 177-184

Elias CN, Lima JHC. Importância da qualidade da superfície dos implantes osseointegráveis na biofixação. *Rev Bras Implant*. 2001 jan-mar;7(1):21-5.

Elias CN, Lopes PH. *Materiais dentários ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007.

Elias CN, Vieira LC, Lima JHC. Tolerâncias dimensionais de implantes dentários. *Rev Bras Odontol*. 1999;56:234-8.

Ellingsen JE. Surface configurations of dental implants. *Periodontol* 2000. 1998 June;17:36-46.

Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement

of cement-retained, implant-supported restorations. Department of Conservative Dentistry, Eastman Dental Institute, University College London, London, UK. *J Prosthodont.* 2001 Jan-Feb;16(1):3-9.

Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Sept-Oct;21(5):733-7.

Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994 Mar-Apr;9(2):149-55.

Groisman M, Frossard WM, Ferreira HMB. Nobel Direct TM como solução estética para espaço reduzido. *Implant News.* 2004 jul-ago;1(4):321-4.

Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 1995 Mar;73(3):274-9.

Hanawa T. Titanium and its oxide film: A substrate for formation of apatite. In *The Bone-biomaterial Interface*. Daves: University of Toronto Press; 1991. p. 49-51.

Hayakawa T, Yoshinari M, Kiba H, Yamamoto H, Nemoto K, Jansen JA. Trabecular bone response to surface roughened and calcium phosphate (Ca-P) coated titanium implants. *Biomaterials.* 2002 Feb;23(4):1025-31.

Hungaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2002. 100p.

Ivanoff CJ, Gröndahl K, Bergström C, Lekholm U, Brånemark PI. Influence of Bicortical or Monocortical anchorage on maxillary implant stability: A 15-year retrospective study of Brånemark system implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):103-10.

Kasemo B, Gold J. Implant surfaces and interface processes. *Adv Dent Res.* 1999 June;13:8-20.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002 Dec;88(6):604-10.

Kim HM, Miyaji F, Kokubo T, Nakamura T. Preparation of bioactive Ti and its alloys via simple chemical surface treatment. *J Biomed Mater Res.* 1996 Nov;32(3):409-17.

Kohn DH, Ducheyne P, Awerbuch J. Acoustic emission during fatigue of porous-coated Ti-6Al-4V implant alloy. *J Biomed Mater Res.* 1992 Jan;26(1):19-38.

Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994 Jan-Feb;9(1):49-54.

Lima JHC, Elias CN. Tratamento e caracterização da superfície de implantes osseointegrados. *Rev Bras Implant.* 1996;1:21-5.

Long M, Rack HJ. Titanium alloys in total joint replacement a materials science perspective. *Biomaterials.* 1998 Sept;19(18):1621-39.

Lopes HP, Elias CN, Siqueira Junior JF. Mecanismo de Fratura dos Instrumentos Endodônticos. *Rev Paul Odontol.* 2000;4:4-9.

Lugowski SJ, Smith DC, McHugh AD, Van Loon JC. Release of metal ions from dental implant materials in vivo: determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue. *J Biomed Mater Res.* 1991 Dec;25(12):1443-58.

Massaro C, Baker MA, Cosentino F, Ramires PA, Klose S, Milella E. Surface and biological evaluation of hydroxyapatite-based coatings on titanium deposited by different techniques. *J Biomed Mater Res.* 2001;58(6):651-7.

Menezes GC, Elias CN, Attias M, Silva Filho FC. Osteoblast adhesion onto titanium dental implants. *Acta Microscópica.* 2003;12:13-19.

Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999 June;57(6):700-6.

Morgan MJ, James DF. Fractures of the fixture component of an osseointegrated Implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8:409-14.

Okeson JP. Fundamentos de oclusão e desordens temporo-mandibulares. 2a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1992.

Ostman PO, Hellman M, Albrektsson T, Sennerby L. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clin Oral Implants Res.* 2007 Aug;18(4):409-18.

Ostman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density-adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:S60-9.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7: 26-34.

Payne AG, Tawse-Smith A, Kumara R, Thomson WM. One-year prospective evaluation of the early loading of unsplinted conical Brånemark fixtures with mandibular overdentures immediately following surgery. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):9-19.

Piattelli A, Piattelli M, Scarano A, Montesani L. Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998 July-Aug;13(4):561-4.

Pompa G, Mancini G, Voza I. Immediate loading on single NobelDirect implant. Case report. *Minerva Stomatol.* 2006 Apr;55(4):241-7.

Rangert B, Krough HJ, Langer B, Roedel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326-334.

Rizzi SC, Heath DJ, Coombes AG, Bock N, Textor M, Downes S. Biodegradable polymer/hydroxyapatite composites: surface analysis and initial attachment of human osteoblasts. *J Biomed Mater Res.* 2001 June;55(4):475-86.

Rolim TE, Polido WD. Texturização superficial de implantes osseointegrados por corrosão eletroquímica: análise topográfica do sistema TiUnite. *Rev Odonto Ciênc.* 2004 out-dez;19(46):338-341.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-8.

Skalak R. Um breve relato sobre a filosofia do procedimento de etapa única versus o de duas etapas para prótese dentária suportada por implante osseointegrado. In: Branemark Novum protocolo para reabilitação bucal com carga imediata (some-day teeth): uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence, 2001. 66p.

Tarnow DP, Emtiaz S, Classi A. Immediate loading of threaded implants at stage 1 surgery in edentulous arches: ten consecutive case reports with 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997 May-June;12(3):319-24.

Tesseroli JTS, Dias PV. Osteointegração com um implante cilíndrico de superfície rugosa por jateamento; considerações sobre pesquisa experimental e clínica. *Rev Bras Implant.* 1998 jan-fev;4(1):16-20.

Vasconcellos LMR, Oliveira MV, Graça MLA LGO Histomorphometric analysis of pure titanium implants with porous surface versus rough surface. *J Appl Oral Sci.* 2006 May-June;14(3):213-218.

Vidigal Junior GM, Avilles RR, Groisman M, Souza Pinto V. Análise de três diferentes implante osseointegrados. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 1993 set-out;47(5):1135-9.

Wennerberg A, Albrektsson T, Andersson B, Krol JJ. A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with three different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 1995 Mar;6(1):24-30.

Wennerberg A, Ide-Ektessabi A, Hatkamata S, Sawase T, Johansson C, Albrektsson T et al. Titanium release from implants prepared with different surface roughness. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Oct;15(5):505-12.

Wieland M, Sittig C, Brunette DM, Textor M. Measurement and evaluation of the chemical composition and topography of titanium implant surfaces. Toronto: Bone engineering; 2000.

Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007 Mar-Apr;22(2):249-57.

Worhle PS. Single tooth replacement in the aesthetic zone with immediate provisionalization: fourteen consecutive case reports. *Pract Periodontics Aesthet Dent.* 1998 Nov-Dec;10(9):1107-14.

Yoshinari M, Oda Y, Inoue T, Matsuzaka K, Shimono M. Bone response to calcium phosphate-coated and bisphosphonate-immobilized titanium implants. *Biomaterials.* 2002 July;23(14):2879-85.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990 Aug;64(2):185-94.

ANEXO A – DISPENSA DE SUBMISSÃO AO CEP



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Dispensa de Submissão ao CEP

Campinas, 08 de Dezembro de 2005.

A(o)

C. D. Flávia Rabello de Mattos

Curso: Implantodontia

Prezado Mestrando:

O projeto de sua autoria “Estudo “in vitro” da morfologia, resistência à fratura e fadiga dos implantes osseointegráveis (nobel biocare®) de corpo único e dois corpos”.

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Dr. Marcelo José Strarezzi Bönecker

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 21/11/2005, com número de protocolo 05/0451, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA, instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou animais.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall