

ROGÉRIO RIBEIRO DA SILVA

**UM ESTUDO COMPARATIVO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA ENTRE
IMPLANTES DE TITÂNIO ROSQUEÁVEIS DE TRÊS DIFERENTES TIPOS DE
DESENHO**

CAMPINAS
2009

ROGÉRIO RIBEIRO DA SILVA

**UM ESTUDO COMPARATIVO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA ENTRE
IMPLANTES DE TITÂNIO ROSQUEÁVEIS DE TRÊS DIFERENTES TIPOS DE
DESENHO**

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

Área de Concentração: Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Thomaz Wassall

CAMPINAS
2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

Si586e Silva, Rogério Ribeiro da.
Um estudo comparativo da estabilidade primária entre implantes de titânio rosqueáveis de três diferentes tipos de desenho / Rogério Ribeiro da Silva. – Campinas: [s.n.], 2009.
60f.: il.

Orientador: Thomaz Wassall.

Dissertação (Mestrado em Implantodontia) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Torque. 2. Osseointegração. 3. Implante dentário.
I. Wassall, Thomaz. 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 dissertação intitulada: **“UM ESTUDO COMPARATIVO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA ENTRE IMPLANTES DE TITÂNIO ROSQUEÁVEIS DE TRÊS DIFERENTES TIPOS DE DESENHO”** apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Implantodontia em __/__/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

Prof. Dr. Thomaz Wassall

Prof. Dr. Alexander D'Alvia Salvoni

Prof. Dr. Adolfo Embacher Filho

Dedico este trabalho a minha esposa **Sandra**, grande mulher, amiga, companheira e tradutora compreensiva;

a meus irmãos, **Renato e Ricardo**, por estarem sempre muito presentes em minha vida;

e também a meu **pai, Deneval (sempre presente)**, pela luta em me tornar cirurgião dentista, e a minha **mãe, Maria do Carmo**, que sempre me incentivou quanto ao caminho certo a trilhar.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por tudo que tenho e por tudo que sou.

Ao Professor Dr. Thomaz Wassall, coordenador do curso, por sua simpatia e solicitude ao me receber, sempre que necessitei de sua prestimosa orientação.

Ao Prof. Dr. Alexander D'Alvia Salvoni, orientador deste trabalho, pela amizade, apoio e sólidos ensinamentos.

Aos amigos dos cursos, Adolfo Embacher Filho, Erick Colhado Embacher, Fabiano Capato Brito, Fernando Morelli, Fábio Colhado Embacher, Gustavo Sproesser, Luis Fernando De Vecchi, Maurício Makoto, Nilton Provenzano.

Aos amigos do curso de Mestrado, pela agradável convivência e parceria.

“A mente que se abre a uma nova idéia
jamais voltará a seu tamanho original”.

Albert Einstein (1879 - 1955)

RESUMO

Para obtermos o sucesso da osseointegração e da carga imediata na implantodontia, precisamos ter uma estabilidade primária aceitável, com uma alta resistência óssea ao deslocamento do implante. O presente trabalho diz respeito a uma análise quantitativa e comparativa da estabilidade primária de implantes dentários rosqueáveis osseointegráveis, com três diferentes tipos de desenho. Os implantes foram inseridos em costela bovina fresca, em temperatura ambiente, com densidade equivalente ao osso D1 e D2. Sessenta implantes foram instalados em costela bovina, sendo vinte implantes cilíndricos, com hexágono interno ECI denominado grupo 1, vinte implantes com rosca cônica, com hexágono interno CRC denominado grupo 3, ambos da empresa Emfils®, medindo 4,0mm de diâmetro, e 20 implantes cônicos, com hexágono interno Alvim II Plus denominado grupo 2, da empresa Neodent®, medindo 4,3mm de diâmetro. A estabilidade primária foi determinada pelo torque de inserção, quantificado com o torquímetro aferido da marca Rahsol Torsions Schrauber nº 758, até o comprimento de 10,0mm. Os dados foram usados para correlacionar os valores dos implantes relacionados, de acordo com seu projeto que consegue proporcionar uma melhor estabilidade primária e para comparar qual dos implantes obteve maior estabilidade primária. Os resultados foram tratados estatisticamente com o teste ANOVA e Tukey. Os implantes obtiveram média da estabilidade primária de 190,5N.cm para o grupo 3, 154,0N.cm para o grupo 2 e 105,5N.cm para o grupo 1. Conclui-se que todos os implantes apresentaram estabilidade primária adequada exigível para carga imediata. Numa escala decrescente os implantes do grupo 3, CRC obtiveram maior estabilidade primária, seguidos pelos grupos 2, Alvim II Plus e 1, ECI.

Palavras-chave: Implantes dentários. Estabilidade primária. Frequência de ressonância. Torque de inserção. Carga Imediata.

ABSTRACT

In order to achieve the success of immediate load of dental implants and osseointegration, we need to have an acceptable primary stability, with a high bone resistance to avoid displacement of the implant. This study concerns a quantitative and comparative analysis of primary stability of osseointegrated screw dental implants, with three different types of design. The implants were inserted in fresh bovine rib, at ambient temperature, density equivalent to bone D1 and D2. Sixty implants were installed in bovine rib, twenty cylindrical with hexagon internal ECI denominated group 1, 20 implants with conical screw with hexagon internal CRC denominated group 3, both from the company Emfils®, measuring 4,0mm diameter, and 20 conical implants, with hexagon internal Alvim II Plus denominated group 2, from the company Neodent®, measuring 4,3mm diameter. Stability was determined by primary torque insertion, quantified with the use of a torquemeter from Rahsol Torsions Schrauber nº 758, until the length of 10,0mm. Results were used to correlate the values of relating implants, in accordance with their project that can provide a better primary stability and to compare which implants obtained greater primary stability. The results were statistically treated with the ANOVA and Tukey's test. The implants obtained an average of primary stability of 190,5N.cm for group 3, 154,0N.cm for group 2 and 105,5N.cm for group 1. This concludes that all the implants showed appropriate primary stability required for immediate load. On a decreasing scale the implants of group 3, CRC obtained greater primary stability, followed by groups 2, Alvim II Plus and 1, ECI.

Keywords: Dental implants. Primary Stability. Resonance frequency. Torque insertion. Immediate load.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - ECI	36
Figura 2 - CRC	36
Figura 3 - Alvim II Plus	36
Figura 4 - A parte cortical e a medular similares à mandíbula.....	37
Figura 5 - Cortes transversais de 11 cm a 13 cm de comprimento	37
Figura 6 - Paquímetro digital medindo a espessura da costela.....	38
Figura 7 - Costela fixada na plataforma	38
Figura 8 - Sequência de brocas do implante ECI	39
Figura 9 - Sequência de brocas do implante Alvin II Plus	39
Figura 10 - Sequência de brocas do implante CRC	40
Figuras 11 - Intermediários hexagonais dos implantes Neodent® e Emfils®, respectivamente, soldados aos componentes hexagonais do torquímetro	41
Figura 12 - Furadeira de bancada	41
Figura 13 - Longo eixo de perfuração	41
Figura 14 - Instalação do implante	42
Figura 15 - Torquímetro.	42
Figura 16 - Estabilidade Primária do implante.....	42
Tabela 1 - Estabilidade primária em função da costela bovina	45
Gráfico 1 - Estabilidade primária entre implantes de titânio rosqueáveis	46
Gráfico 2 - Estabilidade primária entre implantes em função das costelas.	46
Tabela 2 - Instalação dos implantes em função da costela bovina	47

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	- Percentagem
µm	- Micrômetros
3D	- 3 dimensões
Al ₂ O ₃	- Alumina
BMD	- Bone Mineral Density (Densidade Óssea Mineral)
cm	- centímetro
CRC	- Implante cilíndrico com rosca cônica
CV	- cavalo vapor (potência)
D1, D2, D3, D4	- Densidade 1, 2, 3, 4
ECI	- Implante cilíndrico colosso
EF	- Elementos Finitos
FR	- Frequência de Ressonância
H ₂ SO ₄	- Ácido Sulfúrico
HA	- Hidroxiapatita
Hz	- Hertz
ISQ	- Implant Stability Quocient (Quociente de Estabilidade do Implante)
kHz	- Quilohertz
mm	- milímetros
N.cm	- Newton centímetro
°C	- Grau Celsius
PTV	- Periotest Values (Valores de Periotest)
RFA, AFR	-Ressonance Frequency Analysis (Análise de Frequência de Ressonância)
RPM	- Rotações por minuto
Ti cp	- Titânio comercialmente puro
TiO ₂	- Óxido de titânio
V	- Volt

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Fatores determinantes e modificantes da qualidade óssea	14
2.1.1 Processo de osteogênese	14
2.1.2 Estabilidade Primária e Secundária	15
2.1.3 Tipos de Superfícies dos Implantes	32
3 PROPOSIÇÃO	35
4 MATERIAIS E METÓDOS	36
4.1 Metodologia estatística	44
4.1.1 Análise dos dados	44
5 RESULTADOS	45
6 DISCUSSÃO	48
7 CONCLUSÃO	54
REFERÊNCIAS	55
ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA - CEEA	60

1 INTRODUÇÃO

O protocolo cirúrgico inicial proposto por Branemark et al., em 1969 consistia na instalação de implantes de titânio em leito ósseo edêntulo, seguida de um período de cicatrização antes que eles fossem submetidos à carga funcional. Segundo o autor, para a obtenção da osseointegração deve-se respeitar o período de cicatrização óssea, que varia de três a seis meses, de acordo com o sítio no qual o implante será instalado. Devido à necessidade de dois procedimentos cirúrgicos em momentos distintos, esse processo passou a ser denominado “protocolo de dois estágios cirúrgicos” (Branemark et al., 1977).

Por meio de muitas pesquisas e sucessos clínicos a implantodontia se espalhou pelo mundo, porém com custos elevados. Atualmente esses custos estão diminuindo devido ao aparecimento de empresas nacionais.

Segundo Schinitman et al. (1990), apesar das altas taxas de sucesso com o protocolo de dois estágios cirúrgicos, existem alguns inconvenientes, como: período de três a seis meses de espera, necessidade de próteses transitórias, frequentes consultas de acompanhamento e nova cirurgia para exposição dos implantes, o que pode constituir-se em frequentes barreiras na aceitação dessa forma de tratamento. Junto a esses fatores, a perda dos dentes naturais é frustrante, abala a autoconfiança e prejudica a vida afetiva, profissional e social do paciente.

A ausência de mobilidade de um implante, durante o reparo do tecido ósseo lesado no transoperatório, é fundamental para o início de um trabalho bem sucedido. Micromovimentos durante a fase de reparação implicariam o

desenvolvimento de tecido conjuntivo fibroso, o qual, ao ocupar a interface osso/implante, impede a osseointegração.

A literatura e a clínica de hoje está voltada à terapêutica da carga imediata, que vem deixando os pacientes menos abalados com o tempo de tratamento e quantidade de cirurgias. A carga imediata só é possível caso o implante tenha uma boa estabilidade primária.

A estabilidade primária do implante é afetada por vários fatores, incluindo a qualidade e a quantidade do osso, a geometria do implante e a relação entre a perfuração do canal no osso e o diâmetro do implante. O *design* do implante e a técnica cirúrgica usada são dois fatores nos quais o cirurgião pode exercer a opção e influência para melhorar a estabilidade primária do implante.

Para que exista o máximo contato entre o osso e o implante é necessário que o osso seja expandido no momento da implantação, razão pela qual o implante deve ser sempre maior que a loja cirúrgica no qual será instalado. Quanto maior a expansão óssea, maior o contato de osso daquele sítio com o implante, portanto maior será sua estabilidade relativa.

Durante anos, pesquisas sobre implantes bucais têm levado ao desenvolvimento do implante de titânio em forma de parafuso padrão Branemark, o qual tem sido um dos desenhos de implantes mais amplamente estudados. Implantes padronizados de Branemark (Nobel Biocare AB, Gothenburg, Sweden) não eram desenhados para serem autoperfurantes e não possuíam nenhuma faceta efetivamente cortante. Para aumentar a estabilidade desses implantes na cirurgia inicial, muitos cirurgiões fixaram esses implantes sem a utilização do macho de rosca para preparar o canal rosqueado no osso. Essa técnica permite a fixação do implante com leve compressão no osso. Em teoria, essa compressão aumenta a

estabilidade primária do implante, desenvolvendo estresse circunferencial no osso, na região da interface do implante ósseo.

A implantodontia, cada vez mais, tem sido utilizada para a instalação precoce de próteses sobre implantes. Embora não havendo consenso de nomenclatura, esse procedimento tem recebido o nome genérico de “carga imediata”.

A micromovimentação dos implantes é um fator importante, quando se considera a carga imediata. Skalak (2002) ponderou que, embora a magnitude da micromovimentação, que impede a osseointegração, não esteja bem estabelecida, calcula-se que se situe entre 10 e 20 μm . A magnitude de carga permissível em um implante depende não só da direção axial ou oblíqua da carga, como também da espessura e qualidade do osso envolvido.

O presente trabalho tem por objetivo relatar uma pesquisa sobre diferentes desenhos de implante que possa ficar ancorado sem micromovimentos, justo ao osso e com uma alta estabilidade primária, nas diferentes situações clínicas que envolvem a densidade, quantidade óssea e habilidade cirúrgica.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Na definição de Branemark et al. (1969), osseointegração é um processo histológico, no qual ocorre uma conexão direta estrutural e funcional entre osso vivo ordenado e a superfície de um implante submetido a uma carga funcional.

Para Friberg et al. (1999), a idéia original de um procedimento de duas fases era evitar o pré-carregamento do implante, permitir formação óssea e integração do implante.

2.1 Fatores determinantes e modificantes da qualidade óssea

2.1.1 Processo de osteogênese

Segundo Bryant (1998), a osteogênese exige uma apropriada produção celular de uma matriz óssea na presença de um bom suprimento sanguíneo, mineral e fosfatase alcalina. Células ósseas especializadas formam, mantêm, remodelam e cicatrizam a estrutura óssea quando necessário. Dentre estas, os osteoclastos são as células especializadas na reabsorção, em contraste com os osteoblastos, responsáveis pela formação óssea. Finos tecidos recobrem toda a superfície óssea. Externamente são chamados de perióstio e, internamente, de endóstio. Nestes tecidos estão contidas as células ósseas responsáveis pelo processo de remodelação, criando linhas ósseas (*bone line cell*), chamadas lamelas circunferenciais. Abaixo da superfície há múltiplos sistemas de canais harvesianos, cujas células são responsáveis pela remodelação em volta de cada linha óssea, denominadas lamelas concêntricas.

2.1.2 Estabilidade primária e secundária

Lekholm & Zarb (1985) ressaltaram que a carga imediata só pode ser aplicada em osso do tipo I, II e III e com estabilidade primária entre implantes e osso. No osso tipo I, a maior parte do osso residual é composta por cortical; no osso tipo II há grande quantidade de osso cortical espesso circundando o osso esponjoso; o tipo III apresenta uma fina camada de osso cortical, circundando uma quantidade maior de osso esponjoso; o osso tipo IV apresenta uma fina camada de osso cortical circundando o osso esponjoso de baixa densidade.

Babbush et al. (1986) descreveram a técnica de carga imediata em quatro implantes com superfícies tratadas, colocados na sínfise mandibular com uma sobre-dentadura. Os implantes eram rigidamente fixados entre eles por uma barra de metal, e a dentadura era reembasada com material leve, de dois a três dias após a cirurgia. A prótese final de barra clipe era instalada duas semanas depois. Os autores reportaram uma falha cumulativa de 12%, após acompanhamento de oito anos.

Skalak (1988) relatou o fato de que implantes cilíndricos rosqueáveis são mais estáveis que os cilíndricos lisos. Notou a presença de transmissão de tensão axial ou carga compressiva ao redor do implante, devido às faces inclinadas das roscas. Afirmou conseqüentemente, que o êxito do tratamento está relacionado ao modo de transmissão das cargas do implante ao tecido ósseo adjacente. Assim, nem o implante nem o tecido ósseo deveriam ser exigidos acima de seus respectivos limites.

Para Engquist et al. (1988), os implantes em forma de parafuso permitiriam ainda a bicorticalização, o que aumentaria a estabilidade primária. Alguns novos desenhos mantêm as roscas e afinam o diâmetro apicalmente, o que

se acredita diminuir o estresse na instalação na parte coronal e apical do implante, pois, quando o osso tem um contato escasso com o corpo do implante, o estresse se dissipa e se concentra para apical da fixação.

Schinitman et al. (1990) desenvolveram um protocolo para aplicação de carga imediata com reabilitações fixas em mandíbulas edêntulas. Em pacientes que se recusavam a utilizar próteses removíveis, os autores instalaram 63 implantes, dos quais 28 foram submetidos à carga imediata para suportar próteses provisórias fixas. Os demais implantes foram submersos, para cicatrizar tradicionalmente. Os implantes submetidos à carga imediata foram considerados provisórios. Contudo, após o período inicial de cicatrização, a grande maioria havia-se osseointegrado, podendo eles ser incorporados às reabilitações definitivas. Para os autores, as pesquisas científicas evidenciaram que as taxas de sucesso com implantes submetidos à carga imediata eram similares à alcançada com carga tardia. A seleção cuidadosa dos indivíduos com remanescentes ósseos adequados, tanto em qualidade quanto quantidade, e que estejam psicologicamente preparados para colaborar durante todas as etapas do tratamento, e ainda aliados a um protocolo confiável que permita a segura instalação dos implantes e da prótese o mais breve possível, é condição importante para esta prática.

Para Ueda (1991), fixação primária é um dos mais importantes fatores para estabelecer osseointegração adequada entre o osso e o implante. Apertar demais o implante não necessariamente significa uma fixação mais forte. Apertar demais pode causar microfraturas ósseas ao redor das roscas do implante. Esse tipo de trauma cirúrgico pode causar encapsulação fibrosa, em vez de osseointegração. Em experimentos o autor verificou que a incidência de fratura do osso é maior em implantes bicorticais do que em implantes unicorticais. A fixação

apropriada de um parafuso é um dos mais importantes passos do processo cirúrgico inteiro. Se o cirurgião aperta demais o parafuso, compressão contínua será adicionada ao osso e, especialmente, às roscas.

Piattelli et al. (1993) realizaram análise histológica de um bloco ósseo removido junto com um implante que havia sido submetido à técnica de carga imediata e estava em função havia aproximadamente sete anos. A análise revelou um bom contato osso/implante. O osso foi visto em contato direto com a superfície do metal, sem a exposição do tecido conjuntivo. A análise morfométrica do perímetro do implante em associação direta com osso mostrou contato de 86,69%. Osso lamelar compacto foi mostrado pela microscopia normal e de luz polarizada e também muitos canais haversianos e osteoblastos junto a superfícies do metal. A parte lamelar ou o osso trabecular demonstraram um arranjo das lamelas paralelas à superfície do metal. O osso compacto estava especialmente espessado em torno das partes superiores das roscas, onde mediram em torno de 1 mm. Sob maiores aumentos, a interface osso/titânio mostrou a presença de pequenos espaços vazios, que colorações especiais identificaram como matriz osteóide. Nas outras áreas, foram encontrados osso e titânio. Justificando tais considerações, os autores discutiram os fatores necessários para que esse implante pudesse receber carga logo após a sua instalação. De acordo com eles, a estabilidade inicial foi o fator considerado como de primordial importância. Um preparo preciso de loja óssea em um osso de boa qualidade resulta em um contato suficiente osso/implante e consequente ausência de micromovimentos e aptidão para receber carga, ao passo que uma instabilidade inicial ruim permite micromovimentos que causam esforços de cisalhamento na interface osso/implante e contribuem para a formação de fibras, em vez de tecido mineralizado. A presença de osso mineralizado predominante em

torno das roscas demonstrou o maior torque exercido durante a inserção nestas áreas e o alto nível de estabilidade primária alcançada. O osso lamelar mais denso, presente em torno dos espirais, mostra a reação óssea à carga funcional. Para os autores, tais reações são explicadas pela Lei de Wolff, que estabelece que o osso reage à carga funcional, formando osso cortical. A forma do parafuso do implante também foi considerada um importante fator para a obtenção da estabilidade primária.

Para Salama et al. (1996), um contato íntimo osso/implante sob pressão é obtido após a colocação do implante. Entre três e vinte e oito dias após o primeiro estágio, começam a ocorrer mudanças na interface óssea, pois há uma diminuição de contato osso/implante, sendo esta perda de contato temporário, até haver neoformação óssea e osseointegração. Então, nas primeiras quatro semanas há uma remodelação por parte do osso que envolve o implante. A estabilidade primária é um fator de sucesso de implantes que receberam carga imediata. Relataram ainda que acima de 32 N a estabilidade primária pode ser considerada adequada para a aplicação de carga imediata. Os seguintes critérios devem estar presentes no uso de carga imediata: qualidade óssea (ideal é o osso mandibular); retenção macro-mecânica do implante (ideal é o rosqueado); microrretenção do implante (com tratamento de superfície) e uso racional de *cantileveres*. Descreveram várias condições para se obter e manter a carga imediata: a) boa qualidade óssea; b) propriedades de ancoragem iniciais do implante; c) bicorticalização e distribuição dos implantes na maior área possível para alcançar a *Cross Arch Stability*; d) não uso de *cantileveres*; f) esquema oclusal que favoreça as cargas axiais e evite as horizontais.

Ivanoff et al. (1996) realizaram um estudo em tibia de coelhos adultos Nova Zelândia, brancos. Nestes inseriram um total de 72 implantes (36 de 16 mm e 36 de 10 mm), sistema Branemark Nobelpharma e concluíram que os implantes bicorticalizados resultaram em estabilidade melhor do que a que resultou dos implantes unicorticalizados.

Schinitman et al. (1997) fizeram um estudo de 10 anos, com um número total de 66 implantes Branemark de 3.75 mm de diâmetro e diferentes comprimentos. Nesse estudo, 28 implantes receberam carga imediata após a sua instalação, mas 35 implantes cicatrizaram submersos e livres de cargas; as idades dos pacientes variavam entre 48 e 78 anos, dos quais quatro eram mulheres e seis eram homens. Nove dos dez indivíduos apresentavam periodontites e um usava prótese total mandibular, sem sucesso. Todas as próteses sustentadas pelos 28 implantes colocadas em função imediata no momento de instalação dos implantes foram bem sucedidas, durante o período inicial de três meses; após este período inicial de três meses, 35 implantes submersos foram reabertos e colocados em função (dois estágios). Dos 28 implantes que receberam carga imediata, quatro falharam, um em cada indivíduo. Durante a confecção da prótese final, 23 implantes que receberam carga imediata foram utilizados na prótese fixa final, resultando em um índice de sobrevivência, em 10 anos, de 84.7% dos implantes com carga imediata e 100% para os implantes submersos, totalizando um índice de sobrevivência, em 10 anos, para todos os implantes, de 93.4%. Logo, o índice de falhas para os implantes com carga imediata foi mais elevado. O uso somente de três implantes, um na sínfise e dois da região posterior, provam a sua eficiência ao sustentar uma prótese parafusada implantossuportada de 12 elementos. Logo, a

chave para o sucesso residiu na configuração de uma trípole de sustentação implante - *abutment* de base ampla.

Para Meredith et al. (1997), vários fatores podem influenciar na estabilidade de um implante: quantidade e qualidade do osso ao redor do implante, tamanho e tipo do implante utilizado e uma ou duas corticais ósseas.

Piattelli et al. (1997) usaram macacos para colocar 48 implantes em pré molares, dois meses após a extração. Metade dos implantes foi submetida à carga imediata e a outra metade não o foi. Todos os implantes integraram, mas o contato osso/implante foi significativamente maior nos implantes com carga imediata do que naqueles em que ela não foi aplicada. Aceleração do processo de cicatrização e calcificação do tecido periimplantar (Lei de Wolff's).

Para Sennerby & Meredith (1998), a utilização de implante de titânio em forma de parafuso é bem documentada, e estudos clínicos a longo prazo têm mostrado altos níveis de sucesso com margem mínima de perda óssea. O teste de percussão é o mais comum e o mais simples teste de estabilidade do implante. É realizado batendo-se o cabo de um instrumento dental contra o suporte do implante. A característica sonora pode indicar se o implante tem estabilidade boa ou ruim. Entretanto, esse teste é subjetivo e não discrimina as estabilidades que ocorrem entre as duas extremidades. Tomadas radiográficas se constituem no método mais prático para avaliação pré-cirúrgica da quantidade de osso e, até certo ponto, da qualidade do osso. Também pode fornecer informações valiosas das condições marginais ao redor dos implantes. O periotest (Siemens, A.G., Bensheim, Germany, não mais produzido) falha sensivelmente, e resultados podem ser influenciados por fatores metodológicos que surgem ao se realizar o teste. A técnica de Frequência de Ressonância é sensível o suficiente para detectar mudanças na estabilidade do

implante durante a cicatrização. Foi observado que uma estabilidade primária de cerca de 65 ISQ, em 20 pacientes, não resultou em nenhuma mudança com o passar do tempo, e propôs-se que esse é um nível seguro para fixação com carga imediata. Cerca de 65% de todos os implantes mostraram valores ISQ de 65 ou superior. Se um ISQ de 60 fosse considerado como um limite inferior, cerca de 85% de todos os implantes poderiam ser considerados para fixação com carga imediata. Entretanto, estudos clínicos são necessários para verificar as hipóteses.

Segundo Meredith (1998), muitos implantes diferem-se em sua geometria, nas características, na composição e no tratamento da superfície. Muitas vezes é reivindicado pelos fabricantes que um ou mais desses parâmetros aumentam a resposta do tecido para o implante e isso aumenta a proporção de sucesso e de sobrevivência. A sobrevivência e o sucesso do implante são conceitos bem diferentes; sobrevivência geralmente está se referindo à retenção do implante entre as mandíbulas do paciente, e estudos longitudinais são necessárias para se avaliar o sucesso do implante. Estabilidade adequada de um implante no osso é essencial para possibilitar a cicatrização sem distúrbios e formação do osso após a colocação e, também, permitir a distribuição perfeita do estresse da carga da função mastigatória e de oclusão sobre a interface do tecido do implante.

Wohrle (1998) expôs que o sucesso da carga imediata em implantes unitários depende dos seguintes fatores: quantidade de carga; força de ancoragem primária; tipo ósseo; tamanho do implante; técnica cirúrgica; condições gerais do indivíduo; tais como: baixo ou nenhum tabagismo; boa imunidade; ausência de bruxismo; motivação e estresse controlado; manutenção de boa higiene bucal e ausência de infecção. Nas fases pré-operatória, transoperatória e pós-operatória é importante observar-se: pouca exposição do osso e preservação da papila;

ancoragem bicortical; administração de antibiótico e corticóide, por quinze dias; direcionamento de 30N/cm a 45N/cm de torque; cimentação da peça, após a colocação imediata do pilar, efetuada antes da sutura (a fim de se removerem os excessos de cimento); cobertura total de osso; instalação de implantes em regiões inferiores e ausência de contatos oclusais.

Friberg et al. (1999) demonstraram a correlação entre densidade do osso, acessado pela medição do torque na colocação dos implantes, e medidas AFR. Isso é mais provavelmente explicado pela presença/ausência de osso cortical, que é 10 a 20 vezes mais duro que osso trabecular.

Ericsson et al. (2000) realizaram um estudo piloto, no qual um acompanhamento clínico e radiográfico de 14 pacientes, que receberam implantes unitários e carga imediata por coroas provisórias, foi feito por um período de 18 meses. As coroas foram ajustadas com um leve contato na máxima intercuspidação habitual. A taxa de sucesso foi de 85%. Para eles, o resultado deste estudo deve ser interpretado com cautela, levando-se em conta que todos os implantes envolvidos tiveram uma boa estabilidade inicial e um bom suporte oclusal dos dentes naturais, evitando-se, dessa forma, uma incidência de carga fora de controle. Esses dois fatores foram fundamentais para o resultado.

Maló et al. (2000) apresentaram um estudo em que 94 implantes unitários foram colocados na mandíbula e maxila de pacientes previamente selecionados. Esses implantes receberam carga imediata por meio de coroas provisórias, instaladas no dia da cirurgia. Após quatro anos de acompanhamento, somente quatro implantes haviam sido perdidos, todos no primeiro ano e todos colocados em alvéolos de extração dentária. Os autores concluíram que “uma taxa de sucesso de

96% indica que a aplicação de carga imediata em implantes do tipo Branemark, na região anterior de ambas as arcadas, pode ser um conceito viável”.

Branemark et al. (2000) destacaram que, para ocorrer a osseointegração dos implantes, os procedimentos devem ser meticulosamente controlados, de forma a minimizar a injúria do tecido. O osso não pode ser aquecido além de 43°C durante a perfuração óssea, para que sua vitalidade seja mantida durante o processo de osseointegração. O controle das cargas oclusais também é importante, além do encaixe preciso do implante em osso vital, pois, se houver grande espaço entre o osso e o implante, pode ocorrer a proliferação de tecido mole em vez da interface óssea direta.

Os autores Proussaefs & Lozada (2001) fizeram uso de um implante cônico com aplicação de carga imediata para restabelecer a perda do primeiro pré-molar superior esquerdo. A técnica demonstrada no texto apresentou a confecção de um guia cirúrgico, que, além de usado na cirurgia, foi empregado para a moldagem transcirúrgica. Devido ao uso dessa técnica de moldagem transcirúrgica, foi confeccionado um provisório fixo por parafuso sobre o implante. Os autores destacaram que essa modalidade de tratamento permite uma incisão minimamente invasiva, estabilidade primária favorável para aplicação da carga imediata, devido ao desenho do implante, desconforto leve relatado pela paciente, além de não se necessitar do período de cicatrização e reabertura realizada no segundo estágio cirúrgico.

Para Hruska et al. (2002), a qualidade de osseointegração, entre o período crítico de zero a seis semanas, é melhor nos procedimentos de um estágio, se comparada às de dois estágios cirúrgicos. Este argumento é baseado na Lei de

Wolff's, em que a aplicação de carga abaixo do nível de dano pode resultar em hipertrofia óssea.

Testori et al. (2002) relataram que um paciente recebeu 11 implantes em mandíbula e, destes, seis eram imediatamente carregados com uma prótese provisória e cinco ficaram submersos. Dois meses depois, dois implantes submersos e um implante que fora posto em carga imediata foram removidos para análise histológica. Todos os implantes haviam se osseointegrado, o contato osso/implante era de 38,9% para os implantes submersos e de 64,2% para o implante com carga imediata, indicando maior estímulo ósseo no implante submetido à carga imediata.

Em estudo realizado por Proussaefs et al. (2002), dez pacientes foram tratados na reabilitação de um único elemento dental, que deveria ser um dente pré-molar superior ausente. Para fazer parte do estudo, os candidatos não poderiam ser fumantes e não poderiam ter algum tipo de doença sistêmica. Para obtenção dos resultados, foram feitos testes radiográficos após a colocação dos implantes cônicos com superfície coberta com hidroxiapatita (Replace Nobel Biocare), no dia da cirurgia, no 1º, no 3º, no 6º e no 12º mês, assim como os exames clínicos feitos, dos quais foram: sondagem, sangramento à sondagem e de mobilidade implantar. Tais testes clínicos foram aplicados com um cicatrizador posicionado no local da coroa provisória. A perda óssea ao redor dos implantes foi considerada aceitável, tendo, em média, sido: no 1º mês, 0.58 mm; no 3º mês, 0.73 mm; no 6º mês, 0.84 mm e no 12º mês, 0.90 mm. Os testes clínicos perimplantares foram considerados dentro dos parâmetros convencionais.

Para Davarpanah et al. (2003), a escolha do implante para carga imediata deve ser do tipo parafuso, com um comprimento superior ou igual a 10 mm (esse tipo de implante oferece retenção mecânica adequada e, na presença de uma crista

óssea larga, os implantes de grande diâmetro aumentam a superfície de contato osso/implante e facilitam uma ancoragem bicortical). Os implantes devem ser distribuídos sobre a arcada, de maneira a formar um arco de círculo (essa distribuição estratégica permite limitar os movimentos dos implantes). A prótese provisória deve conter uma estrutura metálica que aumente a rigidez, de preferência parafusada, e os *cantilevers* devem ser evitados, de maneira a diminuir cargas maiores no implante mais distal.

Misch & Woang (2003) começaram, em dois centros de estudos, a pesquisar a carga imediata sobre implantes, em 1996. Todos os pacientes eram completamente edêntulos, 31 arcos em 30 pacientes (um paciente foi tratado no arco superior e inferior). Foram tratados durante três anos (dezenove mandíbulas e doze maxilas), dando um total de 244 implantes instalados, com uma média de sete a oito implantes por prótese. Destes, 16 arcos foram carregados no dia após a cirurgia. Depois de quatro a sete meses, as próteses definitivas eram fabricadas. O número de implantes instalados na mandíbula variava de cinco a dez e, na maxila, de seis a doze. Nos 244 implantes instalados, nenhuma falência foi encontrada. Segundo os autores, para o sucesso da carga imediata deve-se diminuir a tensão de quatro a seis implantes para suportar um arco total. Porém, aumentando-se o número de implantes, aumenta-se a área de contato e também melhora-se o sucesso da carga imediata, sabendo-se que o mais importante é a fixação rígida, estabilidade primária e ferulização dos implantes para evitar a micromovimentação. Deve-se avaliar sempre a parafunção dos pacientes, pois, de todos os implantes perdidos, 75% eram de pacientes com bruxismo.

No mesmo ano de 2003, Misch afirmou que não existem diferenças qualitativas na ligação célula-implante entre as superfícies de titânio puro e de hidroxiapatita, e sim quantitativas das superfícies tratadas.

A terminologia empregada com relação ao tempo em que os implantes são submetidos à carga é confusa, necessitando ser mais bem definida, segundo Cochran et al. (2004). Contudo, foram propostas modificações nestas definições, em conferência realizada na Suíça, em 2004, e a nova terminologia seria a seguinte:

- a) restauração imediata: instalada até 48 horas após a inserção dos implantes, sem oclusão com a arcada antagonista;
- b) carga imediata: reabilitações colocadas em oclusão com a arcada antagonista, dentro de um período máximo de 48 horas após a instalação dos implantes;
- c) carga convencional: reabilitações realizadas ao término do período de cicatrização de três a seis meses;
- d) carga precoce: reabilitações colocadas em oclusão dentro de um período de 48 horas a três meses após a instalação dos implantes;
- e) carga tardia: reabilitações realizadas após o período convencional de cicatrização.

Misch et al. (2004) relataram a técnica da conversão de prótese total em prótese do tipo protocolo, utilizando-se de quatro a cinco implantes de formato cônico, sendo esses implantes ativados imediatamente no pós-cirúrgico, por meio da mesma prótese provisória de que os pacientes se utilizavam anteriormente e, no prazo de 33 dias, sendo trocada por prótese parafusada do tipo protocolo. O torque dos implantes de formato cônico instalados foi de, no mínimo, 30 N/cm, mensurado

por torquímetro cirúrgico. Os componentes protéticos usados foram de altura de 1 a 2 mm, para que se confeccionassem próteses com maior espaço protético. O sucesso reportado pela técnica da conversão de dentaduras oferece um simplificado método de trabalho.

Glauer et al. (2004) avaliaram a estabilidade em 81 implantes com carga imediata, em um período de um ano. Nove implantes foram perdidos, e as medidas RFA mostraram uma estabilidade inferior para implantes que falharam após um ou dois meses, comparados com os implantes que permaneceram com sucesso. Os resultados mostraram que o risco de falha aumentou quando foi diminuído o valor ISQ, como avaliado um mês após a colocação da carga. A estabilidade primária de um implante é determinada pela densidade do osso, pelo desenho do implante e a pela técnica cirúrgica.

Segundo Sjöström et al. (2004), monitorando-se a estabilidade de implantes em osso enxertado e usando-se análise de frequência de ressonância, implantes colocados em osso enxertado, depois de um período de cura primária mínimo de seis meses, se tornam tão estáveis quanto implantes colocados em osso de maxila normal, ao se usar técnica de frequência de ressonância. Relativamente aos fracassos durante o estudo, os implantes que falharam em osso enxertado mostraram, em média, mais baixa estabilidade primária quando comparados com os implantes que permaneceram estáveis. Todos os implantes, independentemente da estabilidade primária diferente, alcançaram um nível semelhante de estabilidade com o passar do tempo. A estabilidade de um implante é essencial para o sucesso em longo prazo e é determinada pelo desenho do implante, técnica cirúrgica e a densidade óssea.

Segundo Tosta et al. (2005), vinte e um implantes Straumann de formato cônico foram colocados em 18 pacientes, sob um torque de inserção não inferior a 35 N/cm, e restaurações provisórias unitárias implantossuportadas sem função oclusal direta foram instaladas simultaneamente. Dezenove implantes foram colocados em áreas estéticas na maxila, sendo quinze implantes em alvéolos frescos pós-extração e quatro implantes em rebordos alveolares cicatrizados, e dois implantes foram colocados na mandíbula em região de incisivo e pré-molar inferior em rebordos alveolares cicatrizados. Nove sítios implantados receberam aumento ósseo da parede vestibular com osso autógeno particulado associado a membranas reabsorvíveis de colágeno. Os pacientes foram avaliados clínica e radiograficamente no pós-operatório, após três meses, seis meses, um ano e dois anos. Após um período de observação clínica e radiográfica de 12 a 24 meses em função, todos os implantes foram avaliados como osseointegrados. Os resultados estéticos obtidos foram considerados satisfatórios em todos os casos, com exceção de um implante imediato em região de incisivo superior esquerdo, em uma paciente de 30 anos de idade, apresentando tecido periodontal de espessura fina. Todos os pacientes apresentaram reparação tecidual sem complicações e, após seis meses de acompanhamento pós-operatório, todos os implantes foram avaliados como osseointegrados clínica e radiograficamente. Após a instalação das restaurações cerâmicas, os resultados estéticos atingidos foram considerados satisfatórios pelos profissionais e pacientes envolvidos no estudo.

Hahn (2005) relatou a utilização de implantes de formato cônico (Nobel Direct) em quatro casos diferentes. Do primeiro paciente foram extraídos os órgãos dentários 14 e 15, no lugar dos quais foram colocados dois implantes imediatos, de formato cônico, de medidas de 4,3 mm de espessura e 13 mm de altura. No mesmo

tempo cirúrgico foram colocados quatro implantes cônicos (37, 44, 45 e 46), na posição dos elementos dentais que já estavam ausentes. Os implantes colocados eram de corpo único, e os provisórios foram entregues ao término da sessão cirúrgica. O segundo paciente apresentava agenesia de incisivos laterais superiores, e ambos foram restabelecidos por meio de implantes cônicos únicos, de medidas de 3.0 mm de diâmetro por 15 mm de altura; as coroas provisórias foram cimentadas na sessão da cirurgia e, três meses após o procedimento, foram cimentadas as coroas definitivas de cerâmica. O terceiro paciente apresentava remanescentes do elemento 34 fraturado endodonticamente, o qual foi extraído e reabilitado por implante cônico, também de corpo único, além de ter sido confeccionado o provisório na mesma sessão da cirurgia. Após dez semanas, o paciente recebeu a prótese cimentada de caráter definitivo. A quarta paciente a ser tratada tinha ausência do elemento dental 36, o mesmo que foi restabelecido por um implante de formato cônico, de corpo único, de medida de 5 mm de diâmetro por 13 mm de altura. O provisório foi confeccionado e cimentado no ato cirúrgico e, após três meses do período de cicatrização, o elemento protético definitivo foi cimentado. Em todos os casos foi alcançado um torque superior a 35 N/cm, fator indispensável para a aplicação de carga imediata. Se esse torque não fosse alcançado, o procedimento de praxe seria retirar o implante de corpo único, trocando-o por um implante convencional. Os pacientes relataram pouco ou nenhum desconforto pós-operatório, devido às cirurgias não necessitarem de retalho.

Para Ostman (2006), o nível de estabilidade primária após a fixação do implante depende de fatores relacionados às propriedades do osso, ao desenho do implante e à técnica cirúrgica utilizada. A estabilidade secundária do implante depende da resposta do tecido à cirurgia e ao material do implante. Estabilidade

pode ser definida como a capacidade do implante de suportar carga na direção axial, lateral e rotacional. Assim, a estabilidade do implante pode ser mensurada em diferentes direções. Com relação ao desenho do implante, foi evidente que implantes largos ficaram mais estáveis que implantes finos. Isso deve ser atribuído ao fato de que implantes mais largos seguram-se mais nas paredes do osso cortical lingual/bucal, tanto por causa da largura em si, como pelo fator de superfície de fixação maior.

Segundo Ostman (2006), estudos preliminares mostraram que a estabilidade primária do implante pode ser melhorada, usando-se um implante de desenho cônico. No presente estudo, quando todos os implantes foram incluídos na análise e não foram ajustados às características do paciente, os implantes cônicos MK IV ficaram menos estáveis do que os implantes paralelos à parede MK III. Isso é explicado pelo fato de que implantes cônicos somente foram usados em osso de qualidade 4, comprometidos, e de que um diâmetro de broca reduzido (2,85 mm ao invés de 3.00 mm) foi usado ao fixar-se a maioria dos implantes MK III. A utilização de um implante cônico ou diâmetro de broca reduzido provavelmente criará uma estabilidade primária similar, como resultado de compressão lateral do osso ao se fixar o implante. É provável que se implantes tivessem sido fixados em osso de qualidade 4, sem adaptação de técnica cirúrgica, a estabilidade primária certamente seria menor. Pode também ser especulado que implantes mais cônicos que o *design* MK IV, assim como os implantes de recolocação, podem ser usados para melhorar a estabilidade primária em osso de qualidade 4. A técnica da frequência de ressonância (RF) de um transdutor fixado no implante é basicamente determinado pela dureza da estabilidade do sistema de implante no osso e a distância do transdutor até o primeiro contato do osso. A técnica pode ser usada para medir as

variações da estabilidade do implante, assim como para detectar pequenas alterações no osso marginal. A A.F.R. mede a estabilidade do implante ao se aplicar força lateral, o que é clinicamente relevante, considerando-se que a maioria dos implantes são submetidos à forças de curvamento. As medidas foram originalmente dadas em Hz, mas, desde que o instrumento se tornou comercialmente viável, as medidas têm sido dadas em unidades ISQ (quociente de estabilidade do implante) e também utilizadas em estudos clínicos recentes. Fatores relacionados às propriedades biomecânicas do osso e do desenho do implante influenciaram os valores ISQ obtidos pela medição AFR, onde a perda da estabilidade do implante foi observada, com diminuição da qualidade óssea. Estudos clínicos demonstraram a possibilidade de utilização de um protocolo de carga imediata para todas as indicações. Entretanto, em comparação com os procedimentos de dois estágios, parece que índices mais elevados de falha podem ser esperados em maxilas parcialmente edêntulas, principalmente na maxila posterior. Análises posteriores de estudos de *follow-up* indicam que osso mole e oclusão imediata são alguns dos fatores de risco, o que implica a maior causa de falha no implante com carga em excesso. A técnica AFR pode ser uma ferramenta importante para identificar implantes com um grau de estabilidade suficiente, assim como para monitorar a performance clínica dos implantes durante a fixação.

Zix et al. (2008) avaliaram a correlação entre o Osstell e Periotest em um estudo comparativo *in vivo* da estabilidade primária do implante dentário. No total, 65 pacientes, com idade média de 63,1 anos, foram incluídos no estudo. Em 45 casos, os implantes foram carregados; em 20 pacientes, os implantes foram medidos imediatamente após a cirurgia. Cento e cinco implantes (49%) foram localizados na maxila e 108 (51%) na mandíbula. Quarenta e sete por cento de todos os implantes

foram colocados em pacientes do sexo feminino. Os comprimentos dos implantes variaram de 6 a 14 mm, e o diâmetro, de 3.3, 4.1mm e, em alguns casos, de 4.8 mm. No total triplicado, as medições exibiram valores próximos uns dos outros para as duas técnicas. A média geral foi ISQ valor 55,66 + - 8,19 (intervalo de 23 a 73), para a AFR. Os valores do Periotest oscilaram entre + 5 - 7,67, com um valor médio de - 5,08 e um desvio padrão de 2,02. Ambas as técnicas são aplicáveis para se avaliar a estabilidade do implante. O Osstell parecia ser mais preciso do que o Periotest, que exibiu um desvio padrão mais amplo e resultou em um menor coeficiente de correlação. No Periotest, os valores parecem ser mais sensíveis às condições clínicas.

2.1.3 Tipos de superfícies dos implantes

Buser et al. (1991) utilizaram, em um estudo de osseointegração de implantes em tíbias e fêmur de cobaias (porcos), implantes cilíndricos, ocos, com seis diferentes tipos de superfície, com o propósito de avaliar a influência dessas características na osseointegração. Os experimentos evidenciaram, histologicamente, que as três superfícies que mais receberam aposição de células ósseas, nos períodos avaliados de três a cinco semanas, foram, respectivamente, a superfície de hidroxiapatita e uma superfície alternativa, jateada com areia e atacada com ácidos, seguidas pelas já consagradas superfícies de plasma de titânio.

Wennerberg et al. (1996) verificaram que, ao compararem os implantes em 10 coelhos, que receberam, em algumas superfícies, jatos de partículas 75 µm Al₂O₃, enquanto em outras, implantes maquinados, os primeiros, estatisticamente, apresentaram um contato significativamente maior entre ossos, depois que se passaram 12 semanas do procedimento. A pesquisa pretendia verificar a hipótese

de que usando-se jatos de partículas de materiais diferentes dos do implante em si, a composição da superfície do implante pode ser influenciada e, portanto, a biocompatibilidade do material do implante e as condições da superfície podem ser modificadas. O experimento foi realizado em tíbias e fêmures de 10 fêmeas de coelhos adultos (de 9 - 10 meses). Foram realizados sessenta implantes, seis em cada animal, divididos em quatro grupos: grupo A: 10 parafusos seis, maquinados com superfície rotatória; grupo B: 20 parafusos receberam jatos com 25 μm de partículas do TiO_2 ; grupo C: 20 parafusos receberam jatos com 25 μm de partículas de Al_2O_3 ; grupo D: 10 parafusos receberam jatos com 75 μm de partículas de Al_2O_3 . A estrutura da superfície foi avaliada a partir de valores numéricos para diferentes parâmetros de aspereza e foram produzidas imagens tridimensionais. Quanto à técnica cirúrgica, as seis inserções dos implantes foram feitas da seguinte maneira: no fêmur distal esquerdo foi colocado um parafuso rotatório, enquanto no fêmur direito, um parafuso que recebeu jatos com 75 μm de partículas de Al_2O_3 foi incorporado. No fêmur esquerdo proximal da tíbia foram incorporados dois parafusos que receberam jatos com 25 μm de partículas de TiO_2 , e no fêmur direito proximal da tíbia foram incorporados dois parafusos que receberam jatos com 25 μm de partículas de Al_2O_3 . Os implantes de tíbia foram aplicados com uma distância de 5 mm entre cada um. Quanto aos resultados, os grupos B e C, que receberam jatos de partículas com 25 μm TiO_2 e Al_2O_3 , exibiram estruturas de superfície muito semelhantes, enquanto o grupo D, que recebeu jatos de partículas com 75 μm Al_2O_3 , demonstrou a estrutura de superfície mais áspera de todo esse estudo. Os resultados finais dos implantes inseridos no osso fêmur, portanto, demonstraram, no experimento relatado, uma diferença estatística significativa entre os implantes que receberam jatos e os rotatórios, referentemente ao contato entre osso e metal.

De acordo com Renouard & Ragert (1999), os implantes de titânio comercialmente puro, sem revestimento, são os que apresentam o maior tempo de acompanhamento de todos os implantes dentais, com taxa de sucesso clínico de mais de 90%.

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa laboratorial tem por objetivo comparar a resistência óssea ao deslocamento (estabilidade primária) entre implantes de titânio rosqueáveis de três diferentes tipos de desenho, instalados por meio de um torquímetro, em costelas bovinas, com intuito de avaliar:

- a. se todos os implantes relacionados, de acordo com seu projeto, conseguem uma condição de estabilidade primária aceitável para emprego da carga imediata;
- b. qual dos implantes obteve maior estabilidade primária.

4 MATERIAIS E METÓDOS

Nesta pesquisa foram utilizados 20 implantes cilíndricos com dois passos rosca ECI, 20 implantes com rosca cônica CRC, ambos fabricados pela empresa EMFILS® Sistemas de Implantes, e 20 implantes Alvim II Plus, da empresa Neodent® Implante Osteointegrável (figuras 1, 2 e 3), totalizando-se 60 implantes.



Figura 1 - ECI



Figura 2 - CRC



Figura 3 - Alvim II Plus

Denominaram-se grupo 1, os implantes ECI; grupo 2, os implantes Alvim II Plus e grupo 3, os implantes CRC.

Os diâmetros e comprimentos dos implantes são de 4 mm por 10 mm da EMFILS® e 4.3 mm por 10 mm. Foram submetidos a ensaios de inserção *in vitro*, em costelas bovinas frescas, sob refrigeração com soro fisiológico.

A pesquisa foi realizada no Instituto Lab System de Pesquisas e Ensaios LTDA na cidade de Guarulhos /SP. O Laboratório é analisado anualmente pelo INMETRO, conforme NBR ISO IEC 17025/2005.

As costelas bovinas frescas foram compradas do matadouro e frigorífico Bertin Ltda, CNPJ 01.597.168/0013-22, que está registrado no Ministério da Agricultura/SIF, sob o número 0592/337.

Preparação da espécie óssea:

Nas costelas bovinas frescas (figura 4) foram feitos cortes transversais, de 11 cm a 13 cm de comprimento (figuras 5), totalizando-se cinco peças, denominando-se amostras A, B, C, D e E, com 12,75 mm de espessura, que foi medida com um paquímetro digital aferido (figura 6). As peças foram mantidas a -20°C.



Figura 4 - A parte cortical e a medular similares à mandíbula

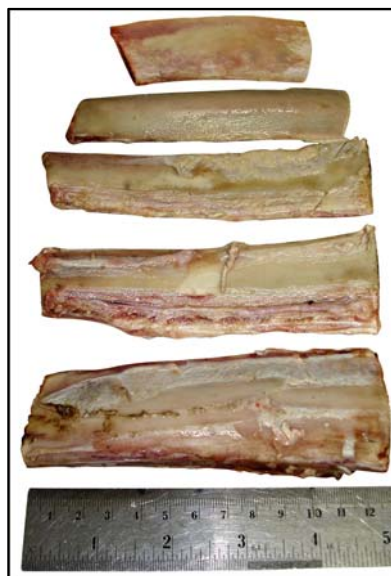


Figura 5 - Cortes transversais de 11 cm a 13 cm de comprimento



Figura 6 - Paquímetro digital medindo a espessura da costela

As costelas foram descongeladas e, quando atingiram a temperatura ambiente, 24°C, foram realizadas as perfurações. As costelas foram fixadas sobre uma plataforma, por meio de um dispositivo de pressão e fixação, para evitar deslizamento durante as perfurações (figura 7).

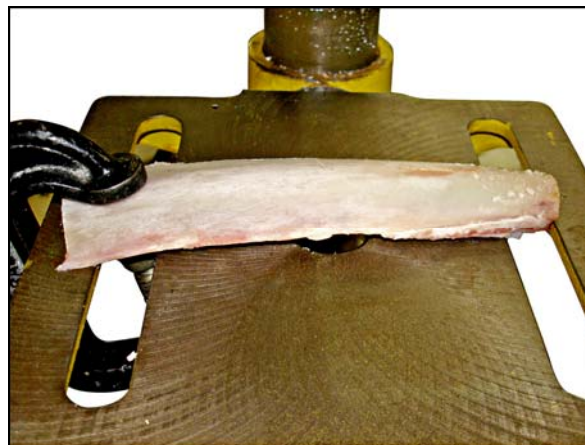


Figura 7 - Costela fixada na plataforma

As brocas para as perfurações, de um mesmo fabricante, foram usadas em dois modelos de implante; para o terceiro modelo usaram-se as de outro fabricante, seguindo-se cada uma com sua técnica de perfuração, pelo mesmo

pesquisador. A cada 10 perfurações foram trocados os kits de brocas, totalizando-se 2 kits para cada desenho de implante (figuras 8, 9 e 10).



Figura 8 - Sequência de brocas do implante ECI



Figura 9 - Sequência de brocas do implante Alvin II Plus



Figura 10 - Sequência de brocas do implante CRC

Foram realizadas 18 perfurações nas amostras A, B e C, com seis instalações alternadas de cada desenho de implante. Na amostra D foram realizadas seis perfurações, com duas instalações alternadas de cada desenho de implante. Na amostra E foram realizadas quatro perfurações, com quatro instalações de implante.

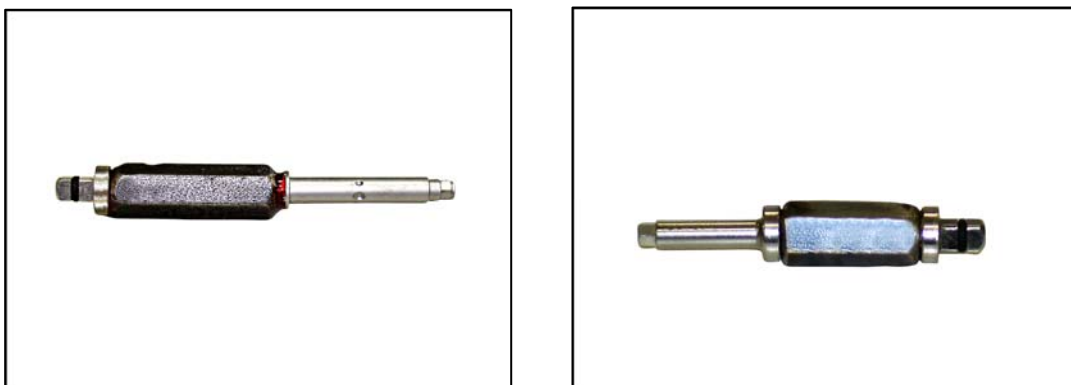
Sequência de brocas:

Implante ECI cilíndrico Emfils® 4.0 mm por 10 mm: (lança, piloto 2.0/2.5, helicoidal 2.5, piloto 2.5/2.8, helicoidal 2.8, piloto 2.8/3.2, helicoidal 3.2, helicoidal 3.5, helicoidal 3.8) (figura 8).

Implante Alvim II Plus cônico Neodent® 4.3 mm por 10 mm: (lança, helicoidal Alvim 2.0, Alvim 3.5, Alvim 4.3, *counter sink* 4.3). Os implantes foram comprados pelo pesquisador (figura 9).

Implante CRC Emfils® 4.0 mm por 10 mm: (lança, piloto 2.0/2.5, helicoidal 2.5, piloto 2.5/ 2.8, helicoidal 2.8, piloto 2.8/3.2, helicoidal 3.2, helicoidal 3.5) (figura 10).

Cola especial: esta cola foi utilizada para unir e soldar o hexágono do encaixe do torquímetro aos intermediários hexagonais dos implantes (figuras 11).



Figuras 11 - Intermediários hexagonais dos implantes Neodent® e Emfils®, respectivamente, soldados aos componentes hexagonais do torquímetro

Dispositivo de perfuração: furadeira de bancada, da marca Ferrari, com 1.100 rpm, modelo FG 13B motor 1/3 cv (cavalo vapor) (figura 12). Foi utilizado para padronizar o longo eixo das perfurações das sequências das brocas (figura 13).



Figura 12 - Furadeira de bancada

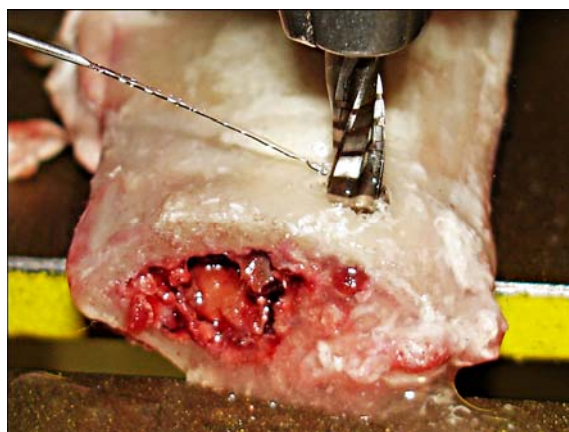


Figura 13 - Longo eixo de perfuração

Os implantes foram inseridos com chave de catraca (figura 14) e com um torquímetro aferido (marca Rahsol Torsions Schrauber nº 758) (figura 15), até o comprimento de 10 mm. Verificou-se a estabilidade primária de inserção de cada implante (figura 16).

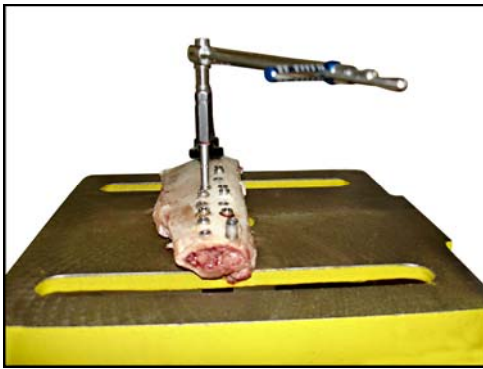


Figura 14 - Instalação do implante



Figura 15 - Torquímetro.



Figura 16 - Estabilidade Primária do implante

Os implantes ECI da Emfils® são confeccionados em titânio comercialmente puro, grau II, são cilíndricos, osseointegráveis, com roscas externas e hexágono não rotacional interno de 1.5 mm de profundidade, possuem a superfície tratada mecanicamente com óxido de alumínio e banho ácido. São embalados duplamente, em capela de fluxo laminar padrão 100, lacrados e esterilizados por raios gama. As sequências de brocas utilizadas na pesquisa foram: broca lança 2.0 mm (utilizada para iniciar a perfuração da loja cirúrgica e romper a resistência do osso cortical); brocas piloto 2.0/2.5 mm, 2.5/2.8 mm, 2.8/3.2 mm (possuindo uma porção terminal de 5.0 mm de altura cilíndrica sem corte, destinada a dar estabilidade para o corte parcial do diâmetro seguinte); broca helicoidal 2.5 mm, 2.8 mm, 3.2 mm, 3.5 mm, 3.8 mm (a primeira define a profundidade de corte, as demais ampliam o diâmetro).

Os implantes CRC da Emfils® possuem espiras com profundidades e distâncias diferentes entre si. As roscas são mais profundas em apical e progressivamente mais rasas em cervical. A distância entre elas também é progressivamente menor de apical para cervical, o que faz do seu corpo central um cone. As sequências de brocas utilizadas na pesquisa foram: broca lança 2.0 mm (utilizada para iniciar a perfuração da loja cirúrgica e romper a resistência do osso cortical); brocas piloto 2.0/2.5 mm, 2.5/2.8 mm, 2.8/3.2 mm (possuindo uma porção terminal de 5,0 mm de altura cilíndrica sem corte, destinada a dar estabilidade para o corte parcial do diâmetro seguinte); broca helicoidal 2.5 mm, 2.8 mm, 3.2 mm, 3.5 mm (a primeira define a profundidade de corte, as demais ampliam o diâmetro).

O Implante Odontológico Alvim II Plus apresenta *design* cônico que promove, no momento da instalação, ação compactante lateral, proporcionando um aumento da estabilidade primária em densidades ósseas tipo III e IV. Com perfil de

rosca trapezoidal, proporciona melhor distribuição de força. No ápice apresenta câmaras que otimizam a estabilidade secundária. Para conexões protéticas, o implante Alvim II Plus possui hexágono interno, o que proporciona resistência maior ao torque no momento da sua instalação.

4.1 Metodologia estatística

4.1.1 *Análise dos dados*

Após verificação da normalidade dos dados, concluiu-se que testes paramétricos eram indicados para a análise. Os dados relativos à aferição da Estabilidade Primária dos implantes, em relação às costelas utilizadas para a instalação e aos grupos de estudo, foram aferidos pela Análise de Variância (ANOVA 1 critério). Foram consideradas associações estatisticamente significantes aquelas que apresentaram valores de p (probabilidade do erro tipo I) iguais ou menores do que 5% (0,05).

5 RESULTADOS

No grupo 1, de ensaios com implantes cilíndricos ECI 4,0 x 10 mm, foram obtidas as médias da estabilidade primária e desvio padrão de 105,5 N/cm ± 35,4 (tabela 1). No grupo 2, de ensaios com implantes cônicos Alvim II Plus 4,3 x 10 mm, foram obtidas as médias da estabilidade primária e desvio padrão de 154,0 N/cm ± 52,8 (tabela 1). No grupo 3, de ensaios com implantes rosca cônica CRC 4,0 x 10 mm, foram obtidas as médias da estabilidade primária e desvio padrão de 190,5 N/cm ± 42,0 (tabela 1). Todos os grupos de implantes atingiram estabilidade primária alta (gráfico 1). A estabilidade primária dos implantes não variou em função da costela de instalação ($p > 0,05$) (gráfico 2).

Tabela 1 - Estabilidade primária em função da costela bovina

	Média	Desvio padrão
Grupo 1 ECI	105,5 c	35,4
Grupo 2 Alvim	154,0 b	52,8
Grupo 3 CRC	190,5 a	42,0

Médias seguidas de letras distintas na vertical diferem entre si pela ANOVA e Tukey ($p < 0,05$).

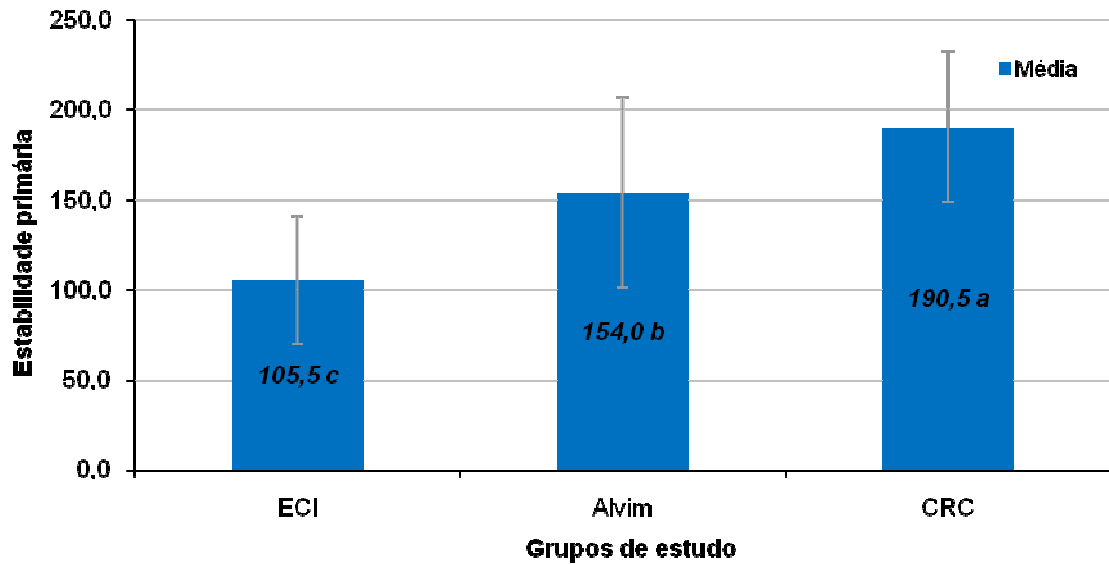


Gráfico 1 - Estabilidade primária entre implantes de titânio rosqueáveis

Médias seguidas de letras distintas diferem entre si pela ANOVA e Tukey ($p < 0,05$).

O gráfico 2 mostra que a estabilidade primária dos implantes de titânio rosqueáveis não variou em função da costela de instalação ($p > 0,05$).

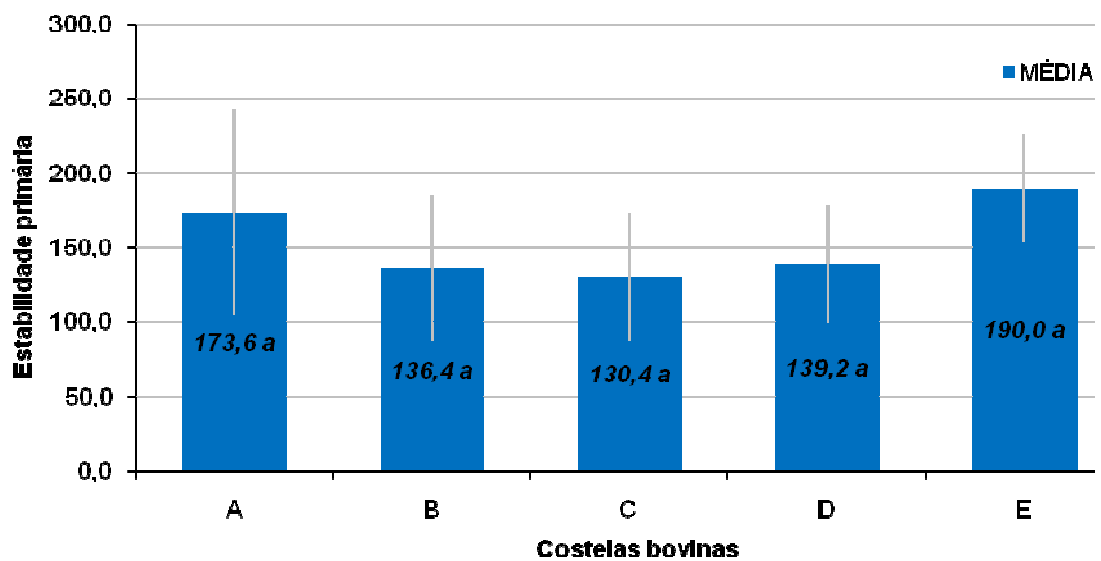


Gráfico 2 - Estabilidade primária entre implantes em função das costelas.

A tabela 2 apresenta a distribuição dos implantes em função da costela utilizada para a sua instalação.

Na amostra C, quatro implantes falharam na estabilidade primária e foram instalados novamente na amostra E. (tabela 2).

Tabela 2 - Instalação dos implantes em função da costela bovina

Costela bovina	Grupo de Estudo							
	ECI		Alvim		CRC		Total geral	
	n	%	n	%	N	%	N	%
A	6	30	6	30	6	30	18	30,0
B	6	30	6	30	6	30	18	30,0
C	5	25	3	15	6	30	14	23,3
D	2	10	2	10	2	10	6	10,0
E	1	5	3	15	0	0	4	6,7
Total geral	20	100	20	100	20	100	60	100,0

6 DISCUSSÃO

Neste estudo utilizou-se furadeira de bancada para padronizar o longo eixo das perfurações, evitando-se o alargamento desnecessário da loja, o que alteraria a estabilidade primária dos implantes.

Segundo Ercoli et al. (2004), as costelas bovinas frescas foram utilizadas, uma vez que as densidades ósseas na relação entre osso cortical e o esponjoso são similares às do osso mandibular humano.

Utilizou-se 1 *kit* de brocas para cada 10 perfurações, porque as brocas poderiam perder o corte quando acima desse número de perfurações, influenciando na estabilidade primária.

A Análise Estatística ANOVA é utilizada quando se analisam mais do que três grupos que possuem dados com distribuição normal. E o teste de Tukey compara dois a dois os grupos, dizendo entre quais há diferença estatística.

Para Adell et al. (1981) e Albrektsson et al. (1981), o implante mais documentado cientificamente, no início, foi o tipo parafuso de Branemark, mas autores e escolas diferentes têm demonstrado que, sendo o metal biocompatível, como é o caso do titânio comercialmente puro grau 2, é possível obter-se esse fenômeno biológico, independentemente da forma do implante, desde que se preservem os princípios técnicos e biológicos, considerados fundamentais para a osseointegração (Buser et al., 1991; Steflik et al., 1992).

Adell et al. (1981) afirmaram que implantes em forma de parafuso apresentam a vantagem de proporcionar uma ótima estabilidade mecânica inicial e uma resistência maior ao atrito. Dessa forma, pode-se supor que implantes

cilíndricos, fixados na loja óssea através de pressão, necessitam de uma técnica bem controlada para se seguir essa estabilidade, são mais susceptíveis a erros técnicos por parte do operador e, comparados com os implantes de rosca, possuem uma estabilidade menor.

Carlsson et al. (1988) encontraram uma resistência significativamente maior ao torque para implantes tipo parafuso com superfície rugosa, quando comparados com o mesmo implante de superfícies lisas, após seis semanas, em coelhos. As rugosidades da superfície associadas aos sulcos aumentam a superfície de contato na interface, permitindo uma maior conexão mecânica do osso com o metal, sendo um fator contribuinte importante para valores de torque maiores em superfícies rugosas, como estavam avaliadas presentemente e também observadas por Gotfredsen et al. (1992) e Wennerberg et al. (1995).

Homsy et al. (1973) mostraram que implantes cilíndricos com superfície rugosa, além de se integrarem ao osso, também permitem um aumento de área total, devido às suas rugosidades. Portanto, quer pelas próprias roscas dos implantes tipo parafuso, quer pela irregularidade das superfícies dos implantes cilíndricos rugosos, há um aumento final da área do implante, sendo que as dimensões dessas irregularidades é que irão definir essa área.

Hahn & Palich (1970) implantaram cilindros de titânio, com superfície porosa entre 51 e 127 micrômetro de diâmetro, em ovelhas (14 e 26 semanas) e obtiveram alta resistência mecânica ao torque.

Segundo Ueda et al. (1991), o torque de inserção máxima antecedente à quebra das roscas do osso foi 70.0 Ncm em osso bicortical e 50.0 Ncm em osso unicortical humano. No presente trabalho, os implantes foram apertados sem fraturar, sendo observado por diversas vezes torque superior.

Ivanoff et al. (1996) concluíram, em estudo experimental em tíbia de coelhos Nova Zelândia, brancos, um efeito positivo da osseointegração em implantes de parafuso de titânio em osso bicortical comparado com instalações em osso unicortical. Sendo assim, a ancoragem bicortical de implantes parece também aconselhável na situação clínica.

Para Sennerby & Meredith (1998), a análise da frequência de ressonância tem um potencial claro para servir como um instrumento útil de diagnóstico clínico para o tratamento de implante seguro e eficiente. A técnica pode avaliar a estabilidade primária, determinar o período de cicatrização correto antes de fixar a carga, checar que estabilidade suficiente tem sido atingida na segunda fase da cirurgia, checar estabilidade durante a cicatrização de implantes de carga imediata e monitorar implantes de alto risco.

O'Sullivan et al. (2004), em estudo de cadáver humano, demonstraram uma estabilidade primária mais alta por implantes cônicos, comparados com implantes cilíndricos, quando foram colocados ambos em osso macio, tipo 4.

Neste trabalho, o implante cônico grupo 2 obteve uma estabilidade primária mais alta que o implante cilíndrico grupo 1 em osso tipo 1 e 2; porém, comparado com o grupo 3, este grupo atingiu maior estabilidade primária.

Segundo Sjöström et al. (2004), o diâmetro de broca reduzida em osso enxertado foi usado para aumentar a estabilidade primária, e o mesmo efeito pode ser obtido usando-se um desenho de implante cônico. Segundo nosso trabalho, implantes do grupo 3, CRC também teve uma estabilidade primária alta.

Ostman (2006) concluiu que alta estabilidade primária pode ser adquirida em todas as regiões de mandíbulas, quando utilizado um protocolo cirúrgico

adaptado. Entretanto, a utilização de brocas mais finas e/ou implantes cônicos não podem compensar totalmente o efeito de osso mole. Fatores relacionados à densidade do osso e diâmetro/comprimento do implante podem afetar o nível da estabilidade primária do implante.

Para Proussaefs (2002), a carga imediata em implantodontia oral é um assunto polêmico, por isso é necessário que se tenha conhecimento da definição desse tipo de tratamento. Entende-se por implantes com carga imediata aqueles que, desde o momento de sua implantação, são submetidos ao efeito de forças funcionais, sejam elas resultantes do contato direto com o antagonista ou pela pressão dos alimentos ou músculos peribucais.

Nessa definição, dois conceitos importantes devem ser levados em conta: em primeiro lugar, que se trata de implantes **com** carga imediata e não **de** carga imediata e, em segundo lugar, que as forças recebidas não necessariamente são recebidas pelo contato com o antagonista. Com relação ao primeiro conceito, é preciso destacar que, mesmo existindo desenhos de implantes que se adaptem melhor a uma carga imediata, no caso os implantes cônicos, não existe no mercado o implante ideal que se possa utilizar com carga imediata em todos os casos (Gallucci et al., 2004). Porém, em nosso trabalho podemos verificar que os implantes do grupo 3, CRC obtiveram maior estabilidade se comparados com os cônicos do grupo 2.

Segundo Schnitman et al. (1997), deve ficar bem claro que o que determina a possibilidade de se utilizar essa terapêutica não é o implante, mas o caso clínico; em outras palavras, são as características do paciente que determinam a possibilidade de sua aplicação. Quanto ao segundo conceito, há relação com o contato entre o implante e o antagonista. Considera-se que, mesmo havendo

importantes diferenças biomecânicas entre um implante em oclusão e outro em infraclusão, esta última situação não deixa de ser uma forma de carga imediata, pois, durante a mastigação, praticamente não existem contatos oclusais, e há cargas sobre as peças dentárias. Como mencionado anteriormente, é possível observar porque este é um tema controverso. Uma forma de esclarecê-lo é entender que a carga imediata não está determinada por implantes mágicos, mas basicamente depende do caso e do critério clínico profissional para aplicar a forma de carga imediata que se considere mais adequada.

Existem também dois fatores importantes que podem melhorar a fixação primária: o desenho do implante e as técnicas cirúrgicas (Engquist et al., 2004). Tendo em vista esses conhecimentos, os implantes cônicos do grupo 2 e o de rosca cônica do grupo 3 demonstraram ser os que permitem uma maior fixação primária com um mínimo de trauma, uma vez que, com um número mínimo de giros, conseguem fixar-se, simultaneamente produzindo uma osseocompressão, o que melhora e acelera os processos de cicatrização e osteogênese. A isso podem-se somar os excelentes primeiros estágios da cicatrização, e o desenho das espiras determina a importância que esse fator tem (Misch et al., 2004).

Para Zix et al. (2008), os primeiros relatos de medições da estabilidade de implantes dentários com o Periotest e AFR foram publicados em 1990 e 1996, respectivamente. Recentemente, um experimento *in vitro* comparou ambos os métodos de medição. Até agora, nenhuma comparação direta das duas técnicas em uma definição clínica tem sido conduzida. As experiências laboratoriais com Osstell e o Periotest demonstraram uma associação estatisticamente linear entre as medições, com alta correlação estatística, coeficientes de -0,9 e -0,8. Comparada com estes resultados, a correlação dos dois métodos em seu ensaio clínico é

claramente menos pronunciada. Na utilização clínica, o examinador é limitado pelo acesso, espaço e características do paciente; ao contrário, em um experimento de laboratório, uma medida padronizada de configuração permite constantes condições. Assim, talvez os testes *in vivo* tenham mais fontes de erro, o que conduz à redução da precisão das medições. Ambos os dispositivos de medição são sensíveis às mudanças no pilar comprimento acima da crista óssea marginal e ao contato com os tecidos moles, no implante ou na unidade de medição. O Periotest mostrou-se pior do que o Ostell. Em contrapartida, o ISQs foram entre 40 e 70, o que parece ser o intervalo de estabilidade dos implantes ITI, e eles seguiram a distribuição normal assim. Além disso, o menor coeficiente de correlação intraclassa suporta a hipótese de que o Periotest é mais suscetível à clínica do que a medição variável do Ostell. Coeficientes de correlação intraclassa avaliaram a consistência entre os dois métodos de medição. No presente estudo, ambas as medidas dos dispositivos mostraram uma correlação significativa com o diâmetro do implante ($P < .005$), mas não com o comprimento. Embora, em seu estudo, o tempo necessário para medir não tenha sido registrado, é óbvio que, a partir do ponto de vista clínico, o Periotest é mais simples, porque não se é preciso remover a superestrutura, e a unidade de medição tem funcionamento ilimitado. Além disso, a utilização do dispositivo Ostell é limitado, pelo fato de que os transdutores da AFR não estão disponíveis para todos os sistemas de implante. Em nossa clínica diária o que representa o melhor instrumento para aferir a estabilidade primária com o melhor custo / benefício é o torquímetro.

7 CONCLUSÃO

Nos limites desta pesquisa, após a realização de todos os ensaios com os implantes dentários dos grupos 1, 2 e 3, de 4,0 x 10,0 e 4,3 x 10, foram medidas as estabilidades primárias e foi realizado um estudo comparativo, chegando-se à seguinte conclusão:

- a) todos os implantes, ao serem analisados, apresentaram estabilidade primária adequada exigível para o emprego de carga imediata. A estabilidade primária dos implantes não variou em função da costela de instalação;
- b) comparando-se estatisticamente a estabilidade primária, existiu uma diferença entre os grupos de implantes: numa escala decrescente, os implantes do grupo 3, CRC obtiveram maior estabilidade primária, seguidos pelos grupos 2, Alvim II Plus e 1, ECI.

REFERÊNCIAS¹

- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int Oral Surg*. 1981 Dec;10(6):387-416.
- Babbush CA, Kent JN, Misiek DJ. Titanium plasma-sprayed (TPS) screw implants for the reconstruction of the edentulous mandible. *J Oral Maxillofac Surg*. 1986 Apr;44(4):274-82.
- Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prosthesis. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.
- Branemark PI, Breine U, Adell R. Branemark novum: protocolo para reabilitação bucal com carga imediata - uma perspectiva global. São Paulo: Quintessence; 2000.
- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
- Bryant SR. The effects of age, jaw site, and bone condition on oral implant outcomes. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):470-490.
- Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991 July;25(7):889-902.
- Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Implant fixation improved by close fit. *Acta Orthop Scand*. 1988 June;59(3):272-5.
- Cochran DL, Morton D, Weber HP. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:109-13.

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

Davarpanah M, Martinez H, Kebir M. Manual de implantodontia Clínica. São Paulo: Artmed; 2003. cap. 17. p. 312-16.

Engquist B, Astrand P, Anzén B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H et al. Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw. Part II: Early loading. Clin Implant Dent Relat Res. 2004;6(2):90-100.

Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988 Summer;3(2):129-34.

Ercoli C, Funkenbusch PD, Lee HJ, Moss ME, Graser GN. The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: A study of drill durability. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 May-June;19(3):335-49.

Ericsson I, Nilson H, Lindh T, Nilner K, Randow K. Immediate functional loading of Branemark single tooth implantes. An 18 months clinical pilot follow-up study. Clin Oral Implant Res. 2000 Feb;11(1):26-33.

Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm V. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1999 Aug;28(4):266-72.

Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw-retained provisional restorations in edentulous jaws: the pickup technique. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 July-Aug;19(4):524-33.

Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):428-34.

Gotfredsen K, Nimb L, Hjørting-Hansen E, Jensen JS, Holmén A. Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂-blasted titanium implants. An experimental study on dogs. Clin Oral Implants Res. 1992 June;3(2):77-84.

Hahn H, Palich W. Preliminary evaluation of porous metal surfaced titanium for orthopedic implants. J Biomed Mater Res. 1970 Dec;4(4):571-7.

Hahn J. One-piece root-form implants: a return to simplicity. *J Oral Implantol.* 2005;31(2):77-84.

Homsy CA, Kent JN, Hinds EC. Materials for oral implantation - biological and functional criteria. *J Am Dent Assoc.* 1973 Apr;86(4):817-32.

Hruska B, Bordanaro MH. Immediate loading implant: a clinical report of 1.301 implants. *J Oral Implantol.* 2002;28(4):200-9.

Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of mono and bicortical anchorage on the integration titanium implants. A study in the rabbit tibia. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996 June;25(3):229-35.

Lekholm U, Zarb GA. Patient selection preparation In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p. 199-209.

Maló RM, Mascarenhas P, Lang NP. Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Implants Res.* 2000 Oct;14 (5):515-27.

Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Implants Res.* 1997 June;8(3):234-43.

Meredith N. Assessment of Implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998 Sept-Oct;11(5):491-501.

Misch CE, Woang HL. Immediate occlusal loading for fixed prostheses in implant dentistry. *Dent Today.* 2003 Aug;22(8):50-56.

Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prostheses: The denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004 Sept;62(9 Suppl 2):106-115.

Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006 Jan-Feb;19(1):77-83.

O'Sullivan D, Sennerby L, Jagger D, Meredith N. A comparison of two methods of enhancing implant primary stability. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;6(1):48-57.

Piattelli A, Corigliano M, Scarano A. Bone retains to early occlusal loading of two - stage titanium plasma - sprayed implants: a pilot study in monkeys. *Int J Periodont Res Dent*. 1997;68:591-7.

Piattelli A, Trisi P, Romasco N, Emanuelli M. Histologic analysis of a screw implant retrieved from man: influence of early loading and primary stability. *J Oral Implantol*. 1993;19(4):303-6.

Proussaefs P, Kan J, Lozada J, Kleinman A, Farnos A. Effects of immediate loading with threaded hydroxyapatite-coated root-form implants on single premolar replacements: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 July-Aug;17(4):567-72.

Proussaefs P, Lozada J. Immediate loading of single root implants with the use of a custom acrylic stent. *J Prosthet Dent*. 2001 Apr;85(4):382-5.

Renouard F, Ragert B. Risk factor in implant dentistry: simplified clinical analysis for predictable treatment. Carol Stream: Quintessence; 1999.

Salama H, Rose LF, Minsk L, Klinger E. Immediate loading of TPS root-form implants in the human mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11:125.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE, DaSilva JD, Wang NH. Ten-year results for Branemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 July-Aug;12(4):495-503.

Schnitman PA, Wöhrle PS, Rubenstein JE. Immediate fixed interim prostheses supported by two - stage threaded implants: methodology results. *J Oral Implantol*. 1990;16(2):96-105.

Sennerby L, Meredith N. Resonance frequency analysis: measuring implant stability and osseointegration. *Compend Contin Educ Dent*. 1998 May;19(5):493-8, 500, 502.

Sjöström M, Lundgren S, Nilson H, Sennerby L. Monitoring of implant stability in grafted bone using resonance frequency analysis. A clinical study from implant placement to 6 months of loading. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2004 Jan;34(1):45-51.

Skalak R, Zhao Y. Interaction of force - fitting and surface roughness of implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002;2(4):219-24.

Skalak R. Stress transfer at the implant interface. *J Oral Implantol*. 1988;13(4):581-93.

Steflik DE, Parr GR, Sisk AL, Hanes PJ, Lake FT. Electron microscopy of bone response to titanium cylindrical screw-endosseous dental implants. *Int Oral Maxillofac Implants*. 1992 Winter;7(4):497-507.

Testori T, Szmukler-Moncler S, Francetti L, Del Fabbro M, Trisi P, Weinstein RL. Healing of Osseotite implants under submerged and immediate loading conditions in a single patient: a case report and interface analysis after 2 months. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2002 Aug;22(4):345-53.

Tosta M, Ferraz P, Guerra L, Costa C, Saraceni CHC. Restaurações provisórias unitárias imediatas implanto-suportadas em áreas estéticas: estudo clínico prospectivo de dois anos. *Implant News*. 2005 set-out;2(5):480-8.

Ueda M, Matsuki M, Jacobsson M, Tjellstrom A. The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):442-7.

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, Albrektsson T, Johansson C, Andersson B. Experimental study of turned and grit-blasted screw-shaped implants with special emphasis on effects of blasting material and surface topography. *Biomaterials*. 1996 Jan;17(1):15-22.

Wohrle 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.

Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(3):525-30.

ANEXO A - APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA - CEEA



Aprovado pelo CEEA

Campinas, 14 de agosto de 2007.

Ao

C.D. Rogério Ribeiro da Silva

Curso: Mestrado em Implantodontia

Prezado (a) Aluno (a):

O projeto de sua autoria: **"UM ESTUDO COMPARATIVO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA ENTRE IMPLANTES E TITÂNIO ROSQUEÁVEIS DE TRÊS DIFERENTES TIPOS DE DESENHOS"**.

Orientado pelo (a) Prof. (a) Dr. (a) Alexander D'Alvia Salvoni.

Entregue na Secretaria de Pós-Graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 26/02/2007, com número de protocolo nº **07/047** foi **APROVADO** pelo Comitê de Ética na Experimentação Animal, instituído nesta IES.

Cordialmente

Prof. Dr. Thomaz Wassall
Coordenador de Pós-Graduação