

**MINISTÉRIO DA DEFESA
EXÉRCITO BRASILEIRO
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA
CURSO DE MESTRADO EM CIÊNCIA DOS MATERIAIS**

FELIPE ASSIS ROCHA

**ANÁLISE DOS FATORES QUE INFLUENCIAM A
ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS**

Rio de Janeiro

2010

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

FELIPE ASSIS ROCHA

**ANÁLISE DOS FATORES QUE INFLUENCIAM A
ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências dos Materiais.

Orientador: Carlos Nelson Elias – D.C.

Rio de Janeiro

2010

c2010

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro - RJ

CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmар ou adotar qualquer forma de arquivamento.

É permitida a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do(s) autor(es) e do(s) orientador(es).

R672 Rocha, Felipe Assis

Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários / Felipe Assis Rocha. – Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2010.

60 f. il. graf. tab. : - cm.

Dissertação (mestrado) – Instituto Militar de Engenharia, 2010.

1. Implantes dentários.
2. Implantes dentários, estabilidade.

CDD617.693

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

FELIPE ASSIS ROCHA

**ANÁLISE DOS FATORES QUE INFLUENCIAM A
ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES DENTÁRIOS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Orientador: Carlos Nelson Elias – D.C.

Aprovada em 02 de Fevereiro de 2010 pela seguinte Banca Examinadora:

Carlos Nelson Elias – D.C. IME – Presidente

Flávia Rabello de Matos – D.C. FOV

Cláudio Rios Maria – D.C. IME

Roberto Brunow Lehmann – D.C. UFF

Rio de Janeiro

2010

AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha família pelo apoio e compreensão nos momentos de ausência.

Ao meu orientador, Prof. Carlos Nelson Elias por toda ajuda e disposição.

Ao Hector Borja do Laboratório de Biomateriais do IME pela ajuda e amizade.

A Dra. Flávia Rabello de Mattos pela ajuda.

A razão ou a proporção de tudo que já sabemos, não é a mesma que será quando soubermos mais.

WILLIAM BLAKE

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE SIGLAS	10
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	15
2.1 Métodos de Avaliação da Estabilidade Primária	17
2.2 Fatores que Influenciam a Estabilidade Primária	19
2.2.1 Quantidade/Qualidade Óssea	19
2.2.2 Técnica Cirúrgica	21
2.2.3 Forma e Dimensões do Implante	22
2.2.4 Superfície do Implante	23
3 MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 Materiais	25
3.1.1 Implantes	25
3.1.2 Material de inserção dos implantes	26
3.1.3 Torquímetros e Dispositivos de Acoplamento	28
3.1.4 Motor, Contra-ângulo e Brocas	30
3.1.5 Diâmetro Nominal das Brocas	30
3.1.6 Máquina Universal de Ensaio	31
3.2 Métodos	31
3.2.1 Preparação dos Cilindros Utilizados para Inserir os Implantes	31
3.2.2 Perfuração e Aferição do Torque de Inserção e Remoção	31
3.2.3 Resistência à Torção	32
4 RESULTADOS	34
4.1 Torque de Inserção e Remoção	34

4.2	Resistência à Torção	35
5	DISCUSSÃO	38
5.1	Torque de Inserção e Remoção	38
5.1.1	Material dos Cilindros Utilizados para Inserir os Implantes	38
5.1.2	Técnica Cirúrgica	41
5.1.3	Forma e Dimensões do Implante	43
5.2	Resistência à Torção	46
6	CONCLUSÕES	47
7	REFERÊNCIAS	49
8	APÊNDICES	53
8.1	Glossário	53
9	ANEXOS	57
9.1	Especificações dos Implantes	57
9.2	Especificações do Polietileno	58
9.3	Especificações do Poliuretano	58

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 3.1	Desenho dos implantes, montadores e chaves de inserção	26
FIG. 3.2	Implantes inseridos e parcialmente removidos nos cilindros de polietileno	27
FIG. 3.3	Bloco de poliuretano e cilindros usados para inserção dos implantes	27
FIG. 3.4	Costelas suínas preparadas	28
FIG. 3.5	Mandril do torquímetro, dispositivo de acoplamento, cilindro de poliuretano, montador e catraca manual durante uso	29
FIG. 3.6	Torquímetro digital Lutron [®] TQ-8800	29
FIG. 3.7	Torquímetro digital MK (MMK-5/MMK-2030)	29
FIG. 3.8	Chave de inserção e implante presos pelos mandris para determinar o torque de fratura do sistema	33
FIG. 3.9	Dispositivo de torção acoplado à máquina de ensaio universal	33
FIG. 4.1	Rompimento dos fios de nylon usados no ensaio de torção	36
FIG 4.1	Fratura das cruzetas	37
FIG. 5.1	Esboço das forças normal e cisalhante criadas no filete de rosca durante a inserção do implante	39
FIG. 5.2	Forma dos filetes de rosca dos implantes utilizados	43

LISTA DE TABELAS

TAB. 3.1	Diâmetro nominal das brocas	30
TAB. 4.1	Torques (N.cm) de inserção (Ins) e remoção (Rem) dos implantes	34
TAB. 4.2	Torques (N.cm) de inserção (Ins) e remoção (Rem) dos implantes	35
TAB. 4.3	Resistência à fratura em torção dos montadores dos implantes	36
TAB. 5.1	Razão entre os torque de inserção e remoção	40
TAB. 5.2	Deformação do material de inserção do implante	42
TAB. 5.3	Influência do diâmetro da última broca no torque de inserção e de remoção	42
TAB. 5.4	Influência da forma do implante no torque de inserção e de remoção ..	44
TAB. 5.5	Influência do comprimento do implante no torque de inserção e de remoção	44
TAB. 5.6	Influência do diâmetro do implante no torque de inserção e de remoção	45

LISTA DE SIGLAS

ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i> ou Sociedade Americana para Testes e Materiais
HDPE	<i>High-density polyethylene</i> ou polietileno alta densidade
ISQ	<i>Implant stability quotient</i> ou quociente de estabilidade do implante
pcf	<i>Pound cubic foot</i> ou libra por polegada cúbica
SLA	<i>Sandblasted with large grit and acid etched</i> ou jateada com partículas grandes e atacada com ácido

RESUMO

A estabilidade primária dos implantes dentários influencia diretamente na taxa de sucesso do tratamento implantodôntico. O objetivo do presente trabalho foi determinar a influência da densidade óssea (material de inserção dos implantes), técnica cirúrgica, tamanho (comprimento e diâmetro) e forma dos implantes na estabilidade primária. Análise da estabilidade primária foi quantificada pelo torque de inserção e de remoção dos implantes dentários em três materiais: polietileno, poliuretano, costela suína. Os resultados experimentais indicaram que a inserção dos implantes em costela suína apresenta grande dispersão nos valores dos torques e os torques de inserção no polietileno apresentaram valores compatíveis com os valores observados clinicamente. A técnica de sub-instrumentação aumenta consideravelmente a estabilidade primária. Quanto maiores as dimensões dos implantes maiores os torques de inserção e de remoção. Os implantes com a forma cônica necessitam de maiores torques do que os implantes com forma cilíndrica e menor do que os implantes híbridos.

ABSTRACT

The primary stability of dental implants influences directly in the success rate of implant treatment. The objective of the present study is to determine the influence of bone density (material of implant insertion), surgical technique, size (length and width) and shape of the implants in primary stability. The analysis of the primary stability was quantified by the insertion and removal of dental implants in three different materials: polyethylene, polyurethane and swine rib. The experimental results indicated that the insertion of implants in swine rib presented great dispersion of torque values and the insertion torque in the polyethylene presented values compatible with the ones clinically observed. The technique of undersized instrumentation raises considerably the primary stability. The greater the implants dimensions, the greater the insertion and removal torques. The implants with conical shape require greater insertion and removal torques than implants with cylindrical shape and lesser than the hybrid implants.

1 INTRODUÇÃO

A estabilidade primária dos implantes osseointegráveis pode ser conceituada como a resistência máxima ao movimento do implante no final da inserção. Durante a inserção do implante, a estabilidade primária aumenta com o aumento da resistência ao movimento do implante. Desta forma, quanto maior a dificuldade para inserir, maior será a estabilidade primária. Clinicamente, a estabilidade primária deve ser medida imediatamente após a instalação visto que a estabilidade decresce com o tempo devido à remodelação óssea na interface implante/osso. A estabilidade secundária é obtida com a osseointegração e depende do contato entre a superfície do implante e o osso sem interposição de tecido conjuntivo. A estabilidade primária diminui com o tempo e a secundária aumenta com a osseointegração. A estabilidade total é a soma da primária e da secundária. A estabilidade total diminui nas primeiras semanas, atinge um patamar mínimo e volta a crescer quando a estabilidade obtida com a osseointegração predomina em relação à primária.

A estabilidade primária dos implantes dentários é de grande importância para a implantodontia. Ela influencia diretamente na taxa de sucesso dos implantes dentários e, quando em altos valores, possibilita a carga imediata – instalação da prótese sobre implante (provisória ou definitiva) imediatamente após a instalação dos implantes osseointegráveis ou no prazo de 48 horas. Os fatores que influenciam a estabilidade primária são: a qualidade/quantidade óssea, a técnica cirúrgica, o desenho do implante e a superfície do implante. Entretanto, como cada um desses fatores exerce sua devida influência e como interagem entre si ainda é incerto, o que gera discussão no meio científico.

O objetivo do presente trabalho é analisar os fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários. Mais especificamente a influência da densidade óssea (material de inserção dos implantes), técnica cirúrgica, tamanho (comprimento e diâmetro) e forma dos implantes na estabilidade primária, bem como o desempenho dos montadores e chaves de inserção dos implantes testados.

O trabalho proposto pode contribuir para compreensão da influencia da forma e das dimensões do implante na estabilidade primária. Os resultados são de extrema importância para a implantodontia, uma vez que uma melhor compreensão da influência destes parâmetros na estabilidade primária, não só enriquece o conhecimento científico acerca do assunto, auxilia o profissional na decisão do emprego ou não da carga imediata, mas também permitirá o desenvolvimento de novos sistemas de implantes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A importância da estabilidade primária se reflete principalmente na taxa de sucesso dos implantes osseointegráveis, e na otimização do tratamento. Os implantes instalados com alta estabilidade primária podem ser submetidos às técnicas de estágio único. Esta técnica consiste em expor o implante ao contato com o meio oral e submeter à carga imediata com a instalação de uma prótese provisória. Este procedimento se deve ao fato de que, para a osseointegração ocorrer, segundo SZMUKLER-MONCLER et al. (2002), os micro-movimentos máximos devem estar entre 50 e 150 μm . Sendo a estabilidade primária a resistência ao movimento de um determinado implante, ela evita que tais micro-movimentos ocorram aumentando a taxa de sucesso e otimização do tratamento. Outro benefício que uma alta estabilidade inicial pode trazer inclui a redução no tempo de tratamento do paciente, uma vez que, para implantes menos estáveis, os clínicos tendem a aguardar um maior tempo para que a osseointegração se consolide antes de iniciar a reabilitação protética do paciente.

CUNHA et al. (2004) demonstraram que a estabilidade de implantes que receberam carga imediata diminui no primeiro mês e aumenta no segundo e terceiro meses. Constataram também que os implantes que recebem carga imediata não devem sofrer intervenções (procedimentos de remoção de prótese, moldagem...) durante os dois primeiros meses. CORNELINI et al. (2004) relataram que os implantes instalados com alta estabilidade primária apresentaram baixa redução na estabilidade.

A carga imediata do implante é uma das principais razões para se ter a estabilidade primária acima de determinados valores. MOZZATTI et al. (2008) relataram que implantes com alta estabilidade que receberam carga imediata com próteses parciais apresentaram ótima taxa de sucesso após 4 anos (98,4%). CORNELINI et al. (2006) obtiveram 97,5% de sucesso em um experimento semelhante. NIKELLIS, LEVI e NICOLOPOULOS (2004) obtiveram 100% em 190

implantes inseridos com mais de 32 N.cm e carregados com próteses provisórias totais, parciais ou unitárias instaladas em até 72 horas.

ESPOSITO et al. (2007), em uma revisão sistemática da literatura, concluíram que implantes com alta estabilidade primária podem ser carregados precocemente, embora nem todos os cirurgiões-dentistas consigam bons resultados. LUONGO et al. (2005) reportaram 98,8% de sobrevivência de 82 implantes com superfície SLA (*sandblasted with large grit and acid etched* ou jateada com grandes partículas e atacada com ácido) unidos (2 implantes com 2 ou 3 coroas) instalados em região posterior e carregados após 0 e 11 dias.

MOZZATTI et al. (2008) enfatizaram que a estabilidade primária também é importante para os implantes zigomáticos. Estes pesquisadores analisaram a carga imediata em maxila de 7 pacientes que receberam 2 implantes zigomáticos e 4 a 5 implantes convencionais. Nesse estudo, os autores obtiveram 100% de sobrevivência dos implantes após 24 meses.

Segundo OTTONI et al. (2005), a cada aumento de 9,8 N.cm de torque de inserção, o risco de perda de implantes submetidos à carga imediata é reduzido em 20%. Nesse estudo clínico a alta estabilidade primária foi relacionada como fator de risco para a sobrevivência de implantes. Entretanto, isso pode ser atribuído ao fato que tais implantes tendem a serem submetidos à carga imediata, o que é um fator de risco.

Em relação à estabilidade primária, CONSTANTINO (2004) concluiu que implantes com hexágono externo instalados com a utilização de peças montadoras que aplicam a carga diretamente na conexão estão sujeitos à deformações na região do hexágono quando o torque for superior a 55 N.cm e sujeitos ao completo espanamento do hexágono em torques próximos a 70 N.cm. No mesmo estudo CONSTANTINO (2004) afirmou que os implantes com dispositivo de instalação interno, nos quais a força é aplicada na parte interna do implante, viabilizam a aplicação de torques próximos a 80 N.cm sem provocar deformações na interface conectiva dos implantes e que não houve qualquer indício clínico ou radiográfico de

necrose óssea decorrente da compressão exercida na instalação dos implantes nos torques propostos (até 80 N.cm).

2.1 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA

A estabilidade primária pode ser avaliada por diferentes procedimentos, entre eles através do torque de inserção e remoção, frequência de ressonância e dissipação de energia (*damping behavior*).

O torque de remoção após a instalação não tem aplicação clínica, visto que consiste em remover o implante da maxila ou mandíbula do paciente. Mas, o torque de inserção é usado na rotina clínica por meio do emprego de torquímetros manuais ou acionados com motores de instalação dos implantes. Apesar destas metodologias serem adequadas nos procedimentos clínicos, elas não são adequadas para coleta de dados quantitativos e não apresentam precisão suficiente para emprego em pesquisas. Métodos mais precisos incluem torquímetros mecânicos e digitais.

A estabilidade primária também pode ser avaliada através de aparelhos como o Osstell[®] (Osstell AB[®], Gotemburgo, Suécia, antiga Integration Diagnostics[®], Gotemburgo, Suécia) – que utiliza frequência de ressonância para calcular o quociente de estabilidade do implante (*implant stability quotient* – ISQ). Embora não exista relação entre os valores obtidos pelo Osstell[®] e o torque de inserção, estes aparelhos são muito utilizados, visto que possibilitam testes não destrutivos em qualquer período após a instalação do implante sem induzir danos na osseointegração. Existem três tipos de Osstell[®]: Osstell[®] (primeira geração), Osstell Mentor[®] (segunda geração) e Osstell ISQ[®] (terceira geração). As duas últimas gerações funcionam do mesmo modo: um componente denominado SmartPeg[®] é parafusado ao implante ou ao pilar e recebe um estímulo magnético do aparelho. Esse estímulo resulta em uma ressonância que é captada por um dispositivo do equipamento e é utilizada para calcular o ISQ que varia entre 1 a 100 (OSSTELL,

2009).

BROUWERS et al. (2009) concluíram que: a estabilidade dos implantes pode ser seguramente avaliada com a frequência de ressonância; que não há evidências da relação de frequência de ressonância com torque de inserção e de remoção; que implantes cilíndricos podem atingir maior estabilidade que implantes cônicos; e que duas leituras subsequentes da frequência de ressonância precisam de pelo menos nove unidades de ISQ para ter uma diferença estatisticamente significativa.

SCHLIEPHAKE, SEWING e AREF (2006) conduziram um estudo com a finalidade de testar a hipótese que a frequência de ressonância tem relação com dados da ancoragem óssea fornecidos por histomorfometria. Nesse estudo foram utilizados 10 cães e instalados 80 implantes. No momento da implantação, o torque de inserção foi registrado como uma forma de avaliar a densidade óssea e, imediatamente após a implantação, a frequência de ressonância foi determinada. A frequência de ressonância foi novamente medida após 1 mês (em 5 animais) e 5 meses (em 5 animais), antes da análise histomorfométrica. Não determinaram relação entre o torque de inserção, frequência de ressonância e contato osso-implante.

A dissipação de energia é outro parâmetro utilizado para se avaliar a estabilidade de implantes. O princípio envolvido é de que a dissipação de energia que é observada pela redução da oscilação de um implante submetido a um determinado estímulo tem relação com a estabilidade desse implante. De modo que, quanto mais estável o implante, maior e mais rápida é essa dissipação (MEDIZINTECHNIK GULDEN, 2009).

Entre outros dispositivos comercializados para avaliar a estabilidade destaca-se o Periotest[®] (desenvolvido pela Siemens AG[®], Munique, Alemanha e adquirido em 1997 pela Medizintechnik Gulden[®], Modautal, Alemanha). O procedimento de medição do Periotest[®] é eletromecânico. Uma ponta de percussão é acionada e monitorada eletronicamente testando o objeto (dente ou implante) dezesseis vezes. A ponta de percussão, que é sensível à pressão, registra o tempo de duração do

contado com o objeto do teste. Como a dissipação ocorre mais rápida em objetos mais estáveis, um maior tempo de contato significa menor estabilidade (MEDIZINTECHNIK GULDEN, 2009).

A sensibilidade tátil do cirurgião durante a perfuração é a ferramenta mais utilizada para se avaliar a densidade óssea. Durante o planejamento da cirurgia, o profissional seleciona o tipo de implante (dimensões, superfície e forma) com base na densidade óssea do local de instalação. Embora seja uma ferramenta muito útil, RIBEIRO-ROTTA, LINDH e ROHLIN (2007) não encontraram na literatura evidência que comprove a eficácia desse método. Outros métodos para avaliar a densidade óssea com o intuito de prever a estabilidade primária incluem radiografias, tomografias, ultrassonografia e ressonância magnética. ILKUMI e TSUTSUMI (2005) julgam que tomografias computadorizadas podem ajudar a prever a estabilidade primária.

2.2 FATORES QUE INFLUENCIAM A ESTABILIDADE PRIMÁRIA

2.2.1 QUANTIDADE/QUALIDADE ÓSSEA

As propriedades do osso são os principais fatores que influenciam na estabilidade primária. Isso ocorre devido ao fato de o osso ser o fator limitante para a estabilidade máxima que se pode conseguir. Isto é, se existe pouca quantidade ou se o osso apresenta baixa densidade, por melhor que seja a técnica cirúrgica, a forma do implante e a superfície do implante, o mesmo não atingirá um torque de inserção adequado para emprego da carga imediata, já que o osso em questão não resistiria às forças orais.

Ossos mais densos possuem maior resistência mecânica o que permite que maiores torques de inserção sejam obtidos. A existência de grandes quantidades de ossos permitem que implantes maiores (tanto em comprimento quanto em diâmetro)

podem ser instalados e, quanto maior o implante, maior a estabilidade do mesmo por este estar ancorado em maior volume de osso.

MISCH (2006) considera a densidade óssea como o parâmetro mais importante para fixação do implante visando a estabilidade inicial e a ausência de movimento durante o primeiro estágio de cicatrização cirúrgica. Cita ainda que a densidade óssea influencia na taxa de sucesso.

No que diz respeito à densidade óssea, alguns pesquisadores consideram a cortical como a principal indicadora da qualidade óssea. SENNERBY, THOMSEN e ERICSON (1992) demonstraram que implantes estabilizados por apenas três filetes de rosca em cortical de coelhos apresentam maior percentual de contato osso/implante do que implantes completamente circundados de osso trabecular. Além disso, a força para se remover os implantes estabilizados em três filetes foi superior. Esse estudo demonstrou a importância do osso cortical para a estabilidade dos implantes. Ainda em relação à qualidade óssea diz-se que a carga imediata na região anterior da mandíbula, na qual é frequente a presença de osso tipo I (muito denso), é bastante previsível (BERNARDES et al., 2008). Os mesmos autores (BERNARDES et al., 2008) referenciaram que o osso medular é mais eficiente na dissipação de forças, entretanto a cortical é mais resistente e, devido a isso, é importante que o implante tenha o máximo de ancoragem cortical. Para tal preconiza-se a bicorticalização – ancoragem do implante nas corticais vestibular e lingual/palatina – que favorece a obtenção de maiores estabilidades primárias (BERNARDES et al., 2008).

Outros estudos (FERNANDES et al., 2007) sobre estabilidade concluíram que a estabilidade de implantes em ossos menos densos após a osseointegração se equivale a ossos densos; SJÖSTRÖM et al. (2005) salientaram que a estabilidade primária de implantes instalados em maxilas enxertadas (procedimento de aumento ósseo) é similar a de implantes instalados em maxilas não enxertadas.

2.2.2 TÉCNICA CIRÚRGICA

Uma técnica cirúrgica adequada é extremamente importante para a obtenção de altas estabilidades primárias, principalmente em ossos de pouca densidade e/ou quantidade. Nessas situações técnica correta pode fazer diferença, já que em ossos densos e abundantes não é difícil atingir altas estabilidades.

Quanto menor for o diâmetro do alvéolo cirúrgico em relação ao diâmetro do implante, maior será a osseocompressão, gerando torques de inserção superiores. Dessa forma, para se obter o máximo de estabilidade deve-se preparar adequadamente o leito cirúrgico. Os protocolos convencionais usados nas cirurgias sugerem que o alvéolo cirúrgico deve ser aproximadamente 0,7 mm menor que o diâmetro do implante de escolha (BERNARDES et al., 2008). Entretanto, essa diferença pode ser aumentada para se obter maior estabilidade. Este procedimento é designado como sub-instrumentação. SAKOH et al. (2006) observaram o efeito da sub-instrumentação no aumento do torque de inserção de implantes cilíndricos e cônicos. TABASSUN et al. (2009) avaliaram a influência da técnica cirúrgica e da rugosidade da superfície na estabilidade de implantes inseridos em blocos de poliuretano da SawBones[®], concluíram que em ossos de menor densidade, a sub-instrumentação pode aumentar significativamente a estabilidade primária.

Não existem procedimentos padronizados para a técnica cirúrgica ideal. Esta varia de acordo a forma do implante e na densidade e anatomia óssea. Além da sub-instrumentação, outras técnicas cirúrgicas alternativas incluem o escalonamento – que consiste em reduzir a profundidade de perfuração à medida que se utiliza uma broca de maior diâmetro – e emprego de osteótomos. Alguns profissionais utilizam brocas fabricadas para implantes cônicos para preparar alvéolos para instalação de implantes cilíndricos, outros profissionais abrem mão da escarificação (*counter sink*) para que a porção cervical do implante sofra maior resistência da cortical óssea aumentando a estabilidade.

Em ossos de baixa densidade, os osteótomos geram uma osseocompressão

que ajuda a obter uma melhor estabilidade primária dos implantes. SHALABI et al. (2007) constataram que as taxas de sucesso de implantes instalados pela técnica de osteótomos são compatíveis com as de implantes instalados pela técnica convencional.

FANUSCU, CHANG e AKÇA (2007) compararam a técnica de perfuração e o emprego de osteótomos. Eles utilizaram seis cristas ilíacas de três cadáveres humanos. Os resultados não mostraram diferenças significativas na estabilidade primária – avaliada por torque de inserção e frequência de ressonância – dos implantes instalados com as duas técnicas, mas micro-tomografias revelaram alterações no osso perimplantar, provando que os osteótomos promoveram a condensação óssea.

2.2.3 FORMA E DIMENSÕES DO IMPLANTE

A forma dos implantes também influencia na estabilidade primária. O primeiro fator a se considerar é o corpo do implante. Este pode ser cilíndrico, cônico ou cilíndrico com o ápice cônico. Há um consenso de que implantes cônicos oferecem uma maior estabilidade que cilíndricos. SAKOH et al. (2006) observaram que a instalação de implantes cônicos exige torque de inserção quase duas vezes superior a implantes cilíndricos.

A parte cervical do implante é muitas vezes imprescindível para a obtenção de estabilidade, principalmente em ossos de baixa densidade, nos quais o osso medular é muito trabeculado e oferece pouca resistência à inserção do corpo do implante. O que se observa clinicamente é que nesses casos o implante apenas atinge uma certa estabilidade no final da instalação, devido à resistência da cortical à inserção da cervical do implante. Do ponto de vista mecânico, uma porção cervical cônica poderia favorecer a estabilidade primária da mesma forma que acontece com os implantes de corpo cônico. MISCH e BIDEZ (1996) citam que “a crista óssea (parte cervical) angulada em mais de 20°, com uma textura superficial que aumenta

o contato ósseo, induz um componente compressivo benéfico e leve sobre o osso contíguo, e diminui o risco de perda óssea”.

A forma do perfil da rosca é outro fator a ser considerado. Segundo BERNARDES et al. (2008), o diâmetro da última broca utilizada na preparação é geralmente igual ao diâmetro do fundo do implante. Isso significa que a rosca crava-se no osso dando estabilidade ao implante. Esse é um dos motivos pelos quais os implantes sem rosca caíram em desuso.

IVANOFF et al. (1997) demonstraram que o torque de remoção aumenta com o aumento do diâmetro do implante. O que é de se esperar, já que o aumento do diâmetro do implante representa um aumento linear na força de cisalhamento bem como um aumento linear na área de superfície de contato do implante com o osso.

2.2.4 SUPERFÍCIE DO IMPLANTE

“Uma superfície tratada pode exercer alguma influência na estabilidade primária dos implantes. Isso se deve ao fato de que, quando comparadas com superfícies lisas (usinadas), a rugosidade de algumas superfícies tratadas aumenta o atrito entre implante e osso de forma significativa gerando um acréscimo na estabilidade” (SANTOS, ELIAS e CAVALCANTI, 2010).

CUNHA et al. (2004) verificaram que a estabilidade dos implantes usinados (*standard*) é maior do que MK III TiUnite (tratados). Concluíram que o desenho é mais importante que a superfície para estabilidade primária.

SANTOS, ELIAS e CAVALCANTI (2007) realizaram ensaios mecânicos em polietileno para avaliar o efeito da rugosidade superficial na estabilidade primária obtendo valores de torque de inserção para implantes rugosos (ataque ácido e anodizado) superiores a dos implantes lisos (apenas usinados). TABASSUN et al.

(2009) realizaram ensaios semelhantes em poliuretano que também resultaram em maior torque de inserção para implantes rugosos.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 MATERIAIS

3.1.1 IMPLANTES

O presente trabalho consistiu na inserção e remoção de implantes dentários em diversos materiais (poliuretano, polietileno e costela suína). Os implantes analisados foram cilíndricos e cônicos; com diâmetros diferentes (estreitos, regulares e largos) e comprimentos: 10 mm e 13 mm. O termo “diâmetro estreito” é utilizado na odontologia para referir-se aos implantes com diâmetro menor que 3,75 mm. Enquanto que o termo “regular e largo” refere-se aos implantes com diâmetro maior ou igual 3,75 mm e maior ou igual a 5,0 mm, respectivamente.

Foram utilizados 5 protótipos de implantes usinados (superfície "lisa") da empresa Conexão Sistema de Prótese[®] conforme descrito abaixo. Mostra-se na FIG. 3.1 as geometrias dos implantes utilizados. As amostras foram divididas em 7 grupos:

- Grupo 1: Conic Morse 3,5x10,0 mm com montador em cruzeta;
- Grupo 2: Conic Morse 4,0x10,0 mm com montador em cruzeta;
- Grupo 3: Conic Morse 4,0x13,0 mm com montador em cruzeta;
- Grupo 4: AR Morse 4,0x13,0 mm com chave de inserção e hexágono interno (torque interno);
- Grupo 5: Master Grip 3,75x13,0 mm com chave de inserção e hexágono interno (torque interno);
- Grupo 6: Master Grip 4,0x13,0 mm com montador e hexágono externo;
- Grupo 7: Master Grip 5,0x13,0 mm com chave de inserção e hexágono interno (torque interno).

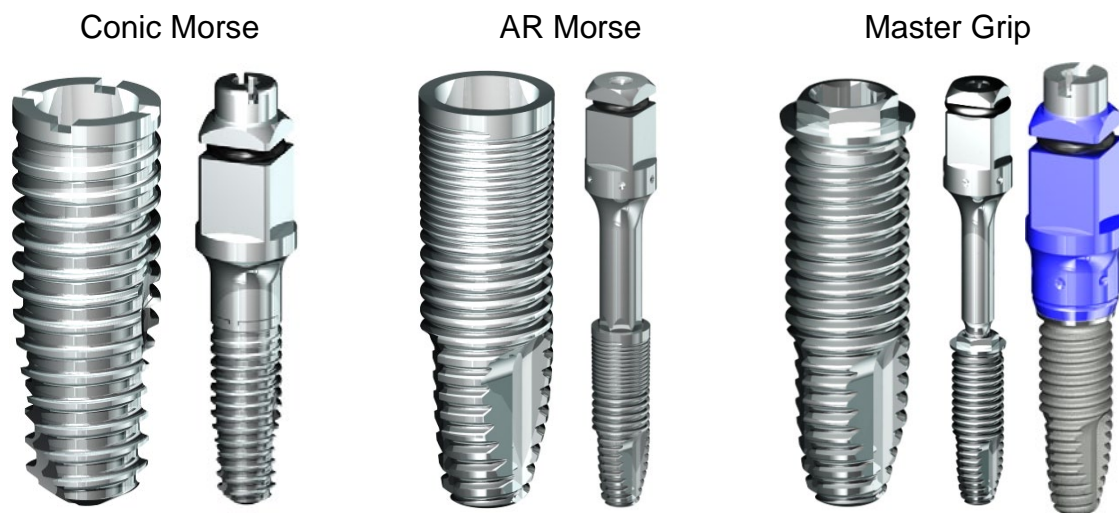


FIG. 3.1 Desenho dos implantes, montadores e chaves de inserção.

3.1.2 MATERIAL DE INSERÇÃO DOS IMPLANTES

Com o objetivo de avaliar a influência da densidade do osso na estabilidade primária, os implantes foram inseridos em três materiais: polietileno (tipo A), poliuretano (tipo B), costela suína (tipo C).

A. O polietileno de alta densidade (*high-density polyethylene* – HDPE) comercializado pela empresa CIPLAST (Rio de Janeiro, RJ) foi adquirido sob a forma de barras com diâmetro de 17 mm. As barras foram seccionadas em cilindros de dois centímetros de comprimento, FIG. 3.2. A opção pelo polietileno HDPE foi baseada no fato de ser um material com resistência mecânica similar à do osso, com a vantagem de ser homogêneo (CIPLAST, 2009b). O mesmo material foi utilizado anteriormente por SANTOS (2007).

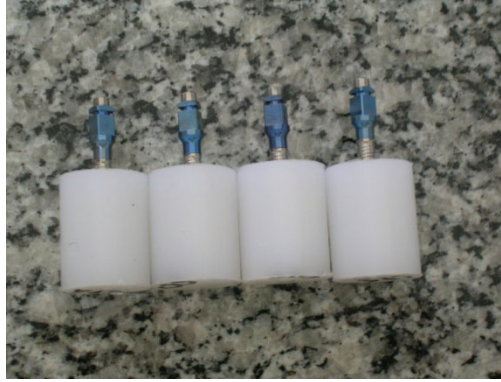


FIG. 3.2 Implantes inseridos e parcialmente removidos nos cilindros de polietileno

B. O poliuretano utilizado foi sob a forma de um bloco com densidade de 40 pcf (*pound cubic foot*) ou $0,64 \text{ g/cm}^3$ da marca SawBones[®]. Este material é indicado para ensaios de biomateriais, conforme descrição da Norma ASTM F-1839-08, *Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments*. Mostra-se na FIG. 3.3 o bloco e os cilindros usados na inserção (SAWBONES, 2009b).

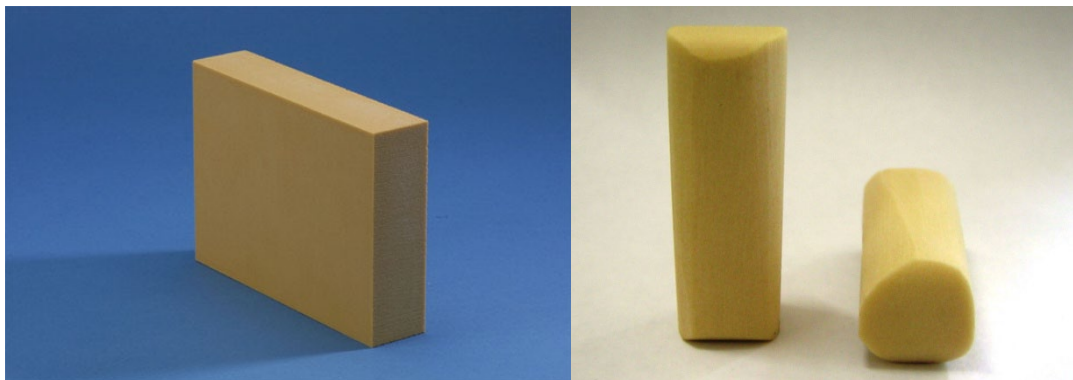


FIG. 3.3 Bloco de poliuretano e cilindros usados para inserção dos implantes

C. As costelas suínas foram adquiridas congeladas para efeito de comparação com os materiais sintéticos. Após serem descongeladas e limpas, as costelas foram serradas em segmentos com aproximadamente 15 mm de largura. Para os ensaios, foram selecionados os segmentos de tamanho e espessura de osso cortical próximos entre si. Mostra-se na FIG. 3.4 as amostras cortadas da costela suína usada para os ensaios de inserção dos implantes.



FIG. 3.4 Costelas suínas preparadas

3.1.3 CATRACA, DISPOSITIVOS DE ACOPLAMENTOS E TORQUÍMETROS

Para inserir e remover os implantes nos cilindros utilizou-se uma catraca manual da empresa Conexão Sistemas de Prótese que transferia o torque aplicado para o montador ou chave de inserção.

Os cilindros que recebiam os implantes eram seguros por um dispositivo de acoplamento preso ao torquímetro digital. Mostra-se na FIG. 3.5 um dos cilindros de poliuretano preso ao dispositivo de acoplamento e com um implante sendo inserido pela catraca manual.

Para determinar o torque máximo de inserção e remoção dos implantes foram utilizados dois torquímetros. Os cilindros foram fixados ao dispositivo de acoplamento preso ao mandril do torquímetro Lutron[®] TQ-8800. O Torquímetro Lutron[®] TQ-8800, mostrado na FIG. 3.6 possui capacidade máxima de 150 N.cm resolução de 0,1 N.cm, precisão de escala de $\pm 1,5\%$ +5 dígitos e taxa de captação de dados de 125 ms.

Nos casos em que o torque de inserção ultrapassava 120 N.cm foi utilizado o torquímetro MK modelo MMK-5/MMK-2030, mostrado na FIG. 3.7. O torquímetro MK possui capacidade de 500 N.cm, resolução de 0,1 N.cm, precisão de escala de $\pm 0,1\%$ e taxa de captação de dados de 60 ms.



FIG. 3.5 Mandril do torquímetro, dispositivo de acoplamento, cilindro de poliuretano, montador e catraca manual durante uso



FIG. 3.6 Torquímetro digital Lutron® TQ-8800



FIG. 3.7 Torquímetro digital MK (MMK-5/MMK-2030)

3.1.4 MOTOR, CONTRA-ÂNGULO E BROCAS

Para a perfuração dos cilindros usados na inserção e remoção dos implantes os seguintes materiais foram utilizados:

- Motor cirúrgico MC 101-Linha Ômega com micro-motor elétrico;
- Contra-ângulo Anthogyr[®] de redução de 1:20;
- Brocas para implantes dentários da empresa Conexão Sistema de Próteses: broca lança (2,0 mm), broca piloto 2,0 mm/3,0 mm, e brocas convencionais de 3,0 mm, 3,15 mm, 3,35 mm e 4,35 mm. Os diâmetros nominais das brocas são exibidos na TAB. 3.1.

3.1.5 DIÂMETRO NOMINAL DAS BROCAS

Mediu-se o diâmetro das brocas com um paquímetro digital da empresa Pantec com capacidade de medição de 0 a 150 mm e resolução de 0,01 mm. Foram realizadas três medidas: próxima ao cabo (superior), outra no meio e outra na ponta da broca. As medidas tiveram como objetivo confirmar o diâmetro nominal das brocas.

TAB. 3.1 Diâmetro nominal das brocas

Broca	Diâmetro (em mm)			
	Superior	Meio	Ponta	Média
Lança (2,0 mm)	1,96	1,96	1,97	1,9633
3,0 mm	2,96	2,96	2,97	2,9633
3,15 mm	3,11	3,10	3,10	3,1033
3,35 mm	3,30	3,31	3,32	3,3100
4,35 mm	4,29	4,29	4,30	4,2933

3.1.6 MÁQUINA DE ENSAIOS UNIVERSAL

As medidas dos torques de inserção e de remoção dos implantes foram complementadas por ensaios para determinar a resistência à torção e limite de resistência das chaves de inserção dos implantes usadas na cirurgia. Nestes ensaios empregou-se a máquina ensaio universal EMIC DL10000 (EMIC, São José dos Pinhais, PR). Nos ensaios empregou-se a célula de carga 1.000 N e programa Tesc 3.04 da empresa fabricante da referida máquina.

3.2 MÉTODOS

3.2.1 PREPARAÇÃO DOS CILINDROS UTILIZADOS PARA INSERIR OS IMPLANTES

Para garantir que não haveria contato da ponta do implante com o dispositivo de fixação, os cilindros foram cortados com comprimento maior que o comprimento dos implantes. Para o poliuretano, foi necessário respeitar a orientação da estrutura do material, já que o mesmo é anisotrópico. Utilizou-se como referência uma das faces do bloco, de modo que essa face sempre correspondesse à face na qual seria feita a perfuração. As costelas suínas foram descongeladas, limpas e serradas em segmentos de aproximadamente dois centímetros de comprimento. Para as costelas, também anisotrópicas, utilizou-se como referência para a perfuração uma das faces do osso cortical.

3.2.2 PERFURAÇÃO E AFERIÇÃO DO TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO

Com os cilindros fixados no dispositivo de acoplamento ao torquímetro,

procedeu-se a preparação dos furos com o auxílio das brocas cirúrgicas. A perfuração foi realizada de forma a coincidir com o eixo central do torquímetro para não gerar momentos indesejados.

Diferentes protocolos de furação (sequência de brocas) foram estipulados para cada tipo de implante. Optou-se pela variação nos protocolos para se determinar a sequência mais adequada para cada material e para que posteriormente pudesse ser analisada a influência da sequência da furação na estabilidade primária. Com esse procedimento foi possível avaliar a influência da última boca na estabilidade do implante.

Após o preparo do alvéolo cirúrgico, os implantes foram inseridos com a catraca manual. O torquímetro digital registrava a variação do torque durante a inserção do implante. Todos os implantes foram inseridos intra-ósseos, ou seja, a plataforma no nível da superfície do corpo-de-prova. Para os primeiros ensaios, foi utilizado o torquímetro digital Lutron® TQ-8800. Entretanto, em alguns ensaios de inserção dos implantes, os valores do torque excederam o limite de segurança do torquímetro estabelecido em 120 N.cm. Para não exceder o limite de segurança do torquímetro, este foi substituído pelo torquímetro digital MK (MMK-5/MMK-2030) de maior capacidade.

Após a verificação do valor máximo do torque inserção, reprogramava-se o torquímetro digital utilizado para registrar o “torque negativo” de remoção do implante. Os implantes foram removidos com a mesma catraca manual com rotação no sentido anti-horário.

3.2.3 RESISTÊNCIA À TORÇÃO

Durante a inserção dos implantes alguns montadores fraturaram. Levando em consideração, que este incidente pode ocorrer na clínica durante a instalação dos implantes dentários, decidiu-se testar a resistência das chaves de inserção (que

substituem os montadores).

Determinou-se o torque de fratura da chave hexagonal de inserção do implante Master Grip, a qual possui menores dimensões e, portanto, menor resistência do que a do implante AR Morse (FIG. 3.1). A chave foi inserida no implante e ambos, chave e implante foram fixados nos mandris acoplados a um dispositivo para ensaios de torção (FIG. 3.8 e FIG. 3.9).

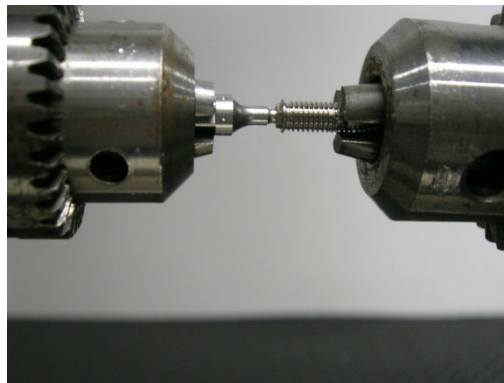


FIG. 3.8 Chave de inserção e implante presos pelos mandris para determinar o torque de fratura do sistema

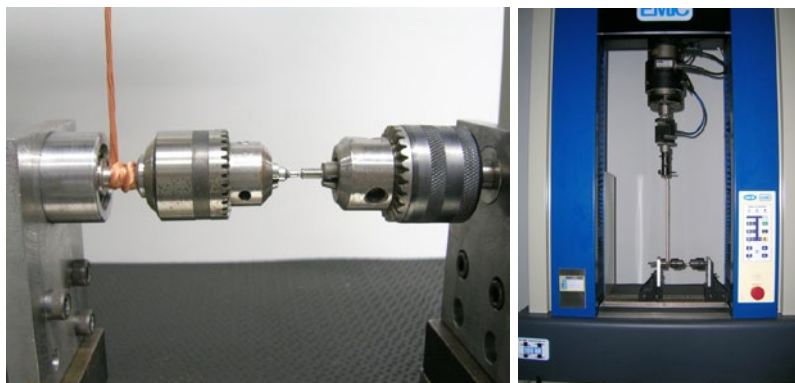


FIG. 3.9 Dispositivo de torção acoplado à máquina de ensaio universal

Com relação aos montadores, houve necessidade dos ensaios de fratura, uma vez que durante o teste de inserção dos implantes, houve a fratura de alguns montadores. Em consequência, determinou-se a resistência máxima em torção dos diferentes montadores.

4 RESULTADOS

4.1 TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO DOS IMPLANTES

Os valores dos torques de inserção e remoção dos implantes nos diferentes materiais são mostrados na TAB. 4.1 e TAB. 4.2.

TAB. 4.1 Torques (N.cm) de inserção (Ins) e remoção (Rem) dos implantes.

Implante	CP	Última Broca (mm)	Polietileno		Poliuretano		Costela Suína	
			Ins	Rem	Ins	Rem	Ins	Rem
Conic Morse 3,5x10,0 mm com montador em cruzeta	1	2,0/3,0	46	32	100 ^a	-	46	44
	2	2,0/3,0	44	34	-	-	36	29
	3	2,0/3,0	45	33	-	-	10	2
	4	2,0/3,0	46	35	-	-	30	5
	5	2,0/3,0	44	32	-	-	27	20
Conic Morse 3,5x10,0 mm com montador em cruzeta	1	3,0	-	-	73	61	17	8
	2	3,0	-	-	91	74	12	11
	3	3,0	-	-	69	59	11	2
	4	3,0	-	-	75	55	26	23
	5	3,0	-	-	64	52	28	30
Conic Morse 4,0x10,0 mm com montador em cruzeta	1	3,0	61	39	131 ^b	-	-	-
	2	3,15	43	24	104	84	-	-
	3	3,15	39	22	105	78	-	-
	4	3,35	37	21	85	68	-	-
	5	3,35	30	18	80	53	-	-
Conic Morse 4,0x10,0 mm com montador em cruzeta	1	3,0	-	-	-	-	31	31
	2	3,0	-	-	-	-	49	52
	3	3,0	-	-	-	-	25	16
	4	3,0	-	-	-	-	41	47
	5	3,0	-	-	-	-	51	65
Conic Morse 4,0x13,0 mm com montador em cruzeta	1	3,0	64	32	94	94 ^c	20	16
	2	3,15	52	30	99	99 ^c	28	27
	3	3,15	53	33	94	94 ^c	38	36
	4	3,35	38	25	82	85	39	43
	5	3,35	39	24	88	87	36	38

CP Corpo-de-prova. ^a Montador fraturou antes do implante ser completamente inserido e houve necessidade de alterar o protocolo de perfuração; ^b Montador fraturou na inserção e portanto não foi possível ser feita a remoção; ^c Montador fraturou na remoção;

TAB. 4.2 Torques (N.cm) de inserção (Ins) e remoção (Rem) dos implantes.

Implante	CP	Última Broca (mm)	Poliétileno		Poliuretano		Costela Suína	
			Ins	Rem	Ins	Rem	Ins	Rem
AR Morse 4,0x13 mm com chave de inserção hexagonal (torque interno)	1	3,0	75	64	187	182	-	-
	2	3,15	59	50	174	188	-	-
	3	3,15	65	54	148	161	-	-
	4	3,35	48	35	144	138	-	-
	5	3,35	42	33	132	137	-	-
AR Morse 4,0x13 mm com chave de inserção hexagonal (torque interno)	1	3,0	-	-	-	-	25	29
	2	3,0	-	-	-	-	28	10
	3	3,0	-	-	-	-	45	40
	-	-	-	-	-	-	-	-
	-	-	-	-	-	-	-	-
Master Grip 3,75x13,0 mm com chave de inserção hexagonal (torque interno)	1	3,0	31	28	135	141	-	-
	2	3,15	28	23	114	108	-	-
	3	3,15	30	24	98	107	-	-
	4	3,35	29	27	81	84	-	-
	5	3,35	30	22	83	79	-	-
Master Grip 4,0x13,0 mm com montador hexagonal	1	3,0	59	57	131	142	34	26
	2	3,15	54	45	147	151 ^d	41	48
	3	3,15	50	46	144	127 ^d	18	15
	4	3,35	40	33	142	144	17	19
	5	3,35	37	33	127	98 ^d	27	35
Master Grip 5,0x13,0 mm com chave de inserção hexagonal (torque interno)	1	4,35	38	23	99	90	48	39
	2	4,35	40	36	81	78	27	13
	3	4,35	36	33	94	95	38	28
	4	4,35	34	29	93	97	26	17
	5	4,35	37	28	90	75	23	20

CP Corpo-de-prova. ^d O hexágono do montador ou do implante espanou na inserção e trocou-se de montador para a remoção.

4.2 RESISTÊNCIA À TORÇÃO

Não foi possível determinar o torque de fratura da chave de inserção do implante Master Grip (com torque interno) devido ao rompimento dos filamentos da corda de nylon do dispositivo de ensaio após a aplicação do torque de 178,33 N.cm (FIG. 4.1). A força máxima aplicada pelo dispositivo de ensaio de torque foi de 518,43 N. Dessa forma, dispensou-se a necessidade de outros ensaios visto que esse valor é muito acima do torque que é observado em situações clínicas (70 N.cm).

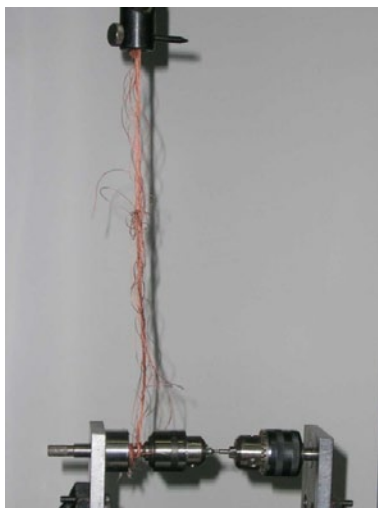


FIG. 4.1 Rompimento dos fios de nylon usados nos ensaios de torção.

Com relação aos montadores, os valores dos torques de fratura dos sistemas que falharam são apresentados na TAB. 4.2.

TAB. 4.3 Resistência à fratura em torção dos montadores dos implantes

Montador	Torque (N.cm)					Média±Desvio
Montador em Cruzeta (do implante Conic Morse)	100	131	94	99	94	103,60±15,56
Montador Hexagonal (do implante Master Grip)	151	127	198	-	-	158,66±36,11

Os montadores com cruzeta falharam devido à fratura da cruzeta do montador (FIG. 4.2). Além da dificuldade ou até mesmo a impossibilidade da inserção ou remoção do implante, ocorreu o apertamento do parafuso do montador. Nas três últimas situações de fratura do montador o torque máximo de remoção dos parafusos, que haviam sido apertados com 7 N.cm, foi mensurado em 17, 18 e 17 N.cm, respectivamente.



FIG 4.2 Fratura das cruzetas

No caso dos montadores hexagonais, observou-se a existência de deformação no hexágono externo do implante e ausência de deformação no hexágono interno do montador.

5 DISCUSSÃO

5.1 TORQUE DE INSERÇÃO E REMOÇÃO

5.1.1 MATERIAL DOS CILINDROS UTILIZADOS PARA INSERIR OS IMPLANTES

Pode-se observar a influencia significativa do material dos cilindros usados nos ensaios nos torques de inserção e de remoção dos implantes. A menor diferença entre o torque de inserção e de remoção foi observada nos ensaios com o polietileno. Nos ensaios com o polietileno, em nenhuma situação o torque de remoção foi superior ou igual ao torque de inserção. Os valores dos torques de inserção no polietileno foram de magnitudes semelhantes aos valores que usualmente são obtidos na prática clínica em condições de osso de densidade média (D2).

Mostra-se na FIG. 5.1, o esboço das forças normal (F_n) e cisalhante (F_s) criadas no filete de rosca durante a inserção do implante. A força cisalhante se opõe ao movimento do implante, logo o torque para inserir deve ser superior à força de atrito entre o implante e o material usado para simular o osso. Ao final da inserção o implante fica submetido a uma pré-carga que cria uma tensão cisalhante na direção oposta ao de rotação durante a inserção. Por este motivo, teoricamente, o torque para remover o implante é inferior ao de inserção.

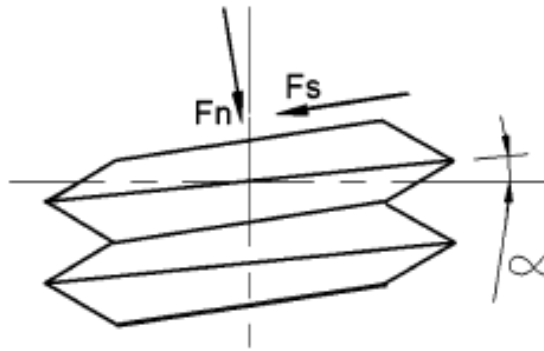


FIG. 5.1 Esboço das forças normal e cisalhante criadas no filete de rosca durante a inserção do implante.

Nos ensaios com o poliuretano os valores foram significativamente superiores aos observados na prática clínica.

Os resultados dos ensaios de torque de inserção e remoção no poliuretano tiveram um comportamento atípico. Em quinze dos trinta e quatro ensaios do torque de inserção e remoção, o torque de remoção foi igual ou superior ao torque de inserção. Este comportamento foi observado para os valores elevados do torque de inserção, normalmente, acima de 84 N.cm.

Comparando a relação entre os torques de inserção e remoção no poliuretano e no polietileno (torque do poliuretano dividido pelo torque no polietileno) observa-se que a razão dos torques de remoção foi superior à razão dos torques de inserção (TAB. 5.1), o que indica que esse fenômeno é inerente ao poliuretano. Nos ensaios de remoção dos implantes com poliuretano os torques de remoção aumentaram em proporção superior ao torque de inserção. Sabe-se que o coeficiente de atrito do polietileno é menor que do poliuretano (INCOPLAST, 2009), portanto este comportamento pode ser atribuído a essa propriedade.

TAB. 5.1 Razão entre os torque de inserção (Ins) e remoção (Rem)

Implante	CP	Última Broca (mm)	Poliuretano		Poliuretano		Razão (Poliuretano / Polietileno)	
			Ins	Rem	Ins	Rem	Ins	Rem
Conic Morse 4,0x10,0 mm	1	3,0	61	39	131		2,15	
	2	3,15	43	24	104	84	2,42	3,50
	3	3,15	39	22	105	78	2,69	3,55
	4	3,35	37	21	85	68	2,30	3,23
	5	3,35	30	18	80	53	2,67	2,94
	Média da razão							2,44
AR Morse 4,0x13 mm	1	3,0	75	64	187	182	2,49	2,84
	2	3,15	59	50	174	188	2,95	3,76
	3	3,15	65	54	148	161	2,28	2,98
	4	3,35	48	35	144	138	3,00	3,94
	5	3,35	42	33	132	137	3,14	4,15
	Média da razão							2,77
Master Grip 3,75x13,0 mm	1	3,0	31	28	135	141	4,35	5,04
	2	3,15	28	23	114	108	4,07	4,70
	3	3,15	30	24	98	107	3,27	4,46
	4	3,35	29	27	81	84	2,79	3,11
	5	3,35	30	22	83	79	2,77	3,59
	Média da razão							3,45
Master Grip 5,0x13,0 mm	1	3,0	38	23	99	90	2,61	3,91
	2	3,15	40	36	81	78	2,03	2,17
	3	3,15	36	33	94	95	2,61	2,88
	4	3,35	34	29	93	97	2,74	3,34
	5	3,35	37	28	90	75	2,43	2,68
	Média da razão							2,48

CP Corpo-de-prova. Torque máximo de remoção (em N.cm).

A comparação entre os torques foi feita apenas entre os ensaios realizados com a mesma metodologia (mesma sequência de brocas usadas na perfuração) nos quais não houve falha nos montadores, o que limitava o torque máximo. A sensação tátil e os valores de torque obtidos no poliuretano de 0,64 g/cm³ foram compatíveis com osso de alta densidade (D1).

No que diz respeito às costelas suínas, a falta de homogeneidade dos ossos de costela utilizados gerou torques com grande dispersão de valores. Isso inviabiliza a análise dos fatores relacionados ao implante e a técnica cirúrgica que influenciam a estabilidade primária. Os resultados dos ensaios com os ossos naturais indicam que a densidade óssea é o principal fator que influencia na estabilidade primária dos implantes dentários. Isso se baseia no fato que nenhum outro fator (forma e dimensão dos implantes, técnica cirúrgica e superfície dos implantes) foi capaz de gerar grandes variações nos valores de torque e é corroborada por MISCH (2006),

que considera a densidade como o parâmetro mais importante para fixação do implante visando a estabilidade inicial.

5.1.2 TÉCNICA CIRÚRGICA

A alteração no protocolo de perfuração é uma alternativa que os cirurgiões têm para aumentar a estabilidade primária dos implantes. Para estudar a influência da técnica cirúrgica compararam-se os torques obtidos pelos diferentes diâmetros da última broca empregada.

Outro parâmetro de comparação foi a deformação do material usado para inserção do implante. Para tal, foi calculado o volume dos implantes por um programa de computador (SolidWorks®). Com base no diâmetro das brocas medido com um paquímetro digital, calculou-se o volume do furo. Estes valores foram usados para calcular a deformação do material de inserção:

$$\text{Deformação} = (\text{volume do implante} - \text{volume do furo}) / \text{volume do furo}$$

Analisando-se os valores mostrados na TAB. 5.2 pode-se observar que em alguns casos o volume do furo foi maior que o volume do implante. Este comportamento deve-se ao fato que os ápices dos implantes são cônicos e possuem diâmetros inferiores ao do corpo do implante. Por conseguinte, não é possível empregar-se os volumes para calcular as deformações. Na TAB. 5.2 os valores das deformações são negativos para vários ensaios.

TAB. 5.2 Deformação do material de inserção do implante

Implante (Volume)	Furo (Volume)	Varição de Volume	Deformação
Conic Morse 4,0x10,0 mm (81,03 mm ³)	3,0 mm (68,81 mm ³)	12,22 mm ³	0,1775
	3,15 mm (75,74 mm ³)	5,29 mm ³	0,0698
	3,35 mm (86,04 mm ³)	- 5,01 mm ³	- 0,0582
Conic Morse 4,0x13,0 mm (110,99 mm ³)	3,0 mm (89,45 mm ³)	21,54 mm ³	0,2408
	3,15 mm (98,46 mm ³)	12,53 mm ³	0,1272
	3,35 mm (111,86 mm ³)	- 0,87 mm ³	- 0,0077
AR Morse 4,0x13 mm (125,00 mm ³)	3,0 mm (89,45 mm ³)	35,55 mm ³	0,3974
	3,15 mm (98,46 mm ³)	26,54 mm ³	0,2695
	3,35 mm (111,86 mm ³)	13,14 mm ³	0,1174
Master Grip 3,75x13,0 mm (96,36 mm ³)	3,0 mm (89,45 mm ³)	6,91 mm ³	0,0772
	3,15 mm (98,46 mm ³)	- 2,10 mm ³	- 0,0213
	3,35 mm (111,86 mm ³)	- 15,5 mm ³	- 0,1385

TAB. 5.3 Influência do diâmetro da última broca no torque de inserção e de remoção

Implante	Última Broca (mm)	Torque Médio no Polietileno (N.cm)	
		Inserção	Remoção
Conic Morse 4,0x10,0 mm	3,0	61,0	39,0
	3,15	41,0	26,0
	3,35	33,5	19,5
Conic Morse 4,0x13,0 mm	3,0	64,0	32,0
	3,15	52,5	31,5
	3,35	38,5	24,5
AR Morse 4,0x13 mm	3,0	75,0	64,0
	3,15	62,0	52,0
	3,35	45,0	34,0
Master Grip 3,75x13,0 mm	3,0	31,0	28,0
	3,15	29,0	23,5
	3,35	29,5	24,5
Master Grip 4,0x13,0 mm	3,0	59,0	57,0
	3,15	52,0	45,5
	3,35	38,5	33,0

Maiores valores em negrito e menores valores em itálico.

Pode-se observar na TAB. 5.3 que os torques de inserção e remoção apresentam relação inversamente proporcional com o diâmetro da broca e, conseqüentemente, do furo. Ou seja, os torques foram maiores para as brocas menores. Esses resultados demonstram que é possível aumentar a estabilidade primária de implantes empregando-se brocas de menor diâmetro para preparar o sítio de instalação dos implantes, como descrito pela literatura (SANTOS, 2007; SAKOH et al., 2006; e TABASSUN et al., 2009). Entretanto deve-se tomar cuidado para não exceder a resistência dos montadores ou do hexágono dos implantes.

5.1.3 FORMA E DIMENSÕES DO IMPLANTE

Com o objetivo de comparar a influência da forma do implantes no torque de inserção e de remoção, foram comparados os valores obtidos nos ensaios com implantes de mesmo diâmetro e comprimento, conforme mostrados na TAB. 5.4.

De maneira geral, os dados da literatura mostram que o torque de inserção dos implantes cônicos é maior que o dos implantes cilíndricos (SAKOH et al., 2006). Nos ensaios realizados, o implante AR Morse (cilindro-cônico) foi o que obteve maior torque de inserção e remoção, seguido do implante Conic Morse (cônico) e do Master Grip (cilíndrico). Certamente, os torques do implante Conic Morse foram reduzidos devido ao fato de a metodologia empregada utilizar um protocolo de perfuração (sequência de brocas) igual para todos os implantes. Ou seja, empregar brocas cilíndricas tanto para implantes cônicos como cilíndricos. Ainda assim, os implantes cônicos (Conic Morse) exigiram maior torque de inserção do que os implantes cilíndricos (Master Grip).

Em parte, a diferença no torque de inserção e remoção pode ser atribuído à forma do filete de rosca do Conic Morse em relação ao Master Grip. A maior angulação do filete de rosca do Conic Morse gera maior atrito dificultando a inserção (FIG. 5.2).

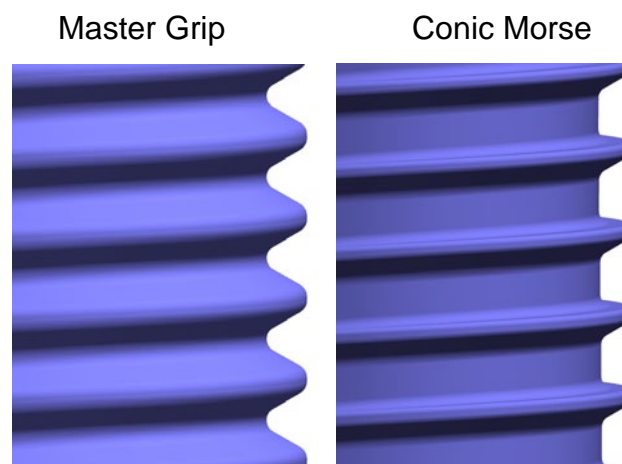


FIG. 5.2 Forma dos filetes de rosca dos implantes utilizados.

Os resultados obtidos no presente estudo corroboram os da literatura, os implantes cônicos proporcionam maior torque do que implantes cilíndricos. Não obstante, a literatura relata uma diferença maior do torque de inserção de implantes cônicos para implantes cilíndricos. SAKOH et al. (2006), por exemplo, encontraram valores de torque de inserção cerca de duas vezes maiores para implantes cônicos em comparação com cilíndricos. A explicação para os torques dos implantes cônicos do presente estudo não terem sido tão altos deve-se ao fato de que foram utilizadas brocas cilíndricas que podem ter reduzido a deformação do material de inserção (cilindros) dos implantes e atrito entre implante e material.

TAB. 5.4 Influência da forma do implante no torque de inserção e remoção

Implante	Última Broca (mm)	Torque Médio no Polietileno (N.cm)	
		Inserção	Remoção
Conic Morse 4,0x13,0 mm	3,0	64,0	32,0
	3,15	52,5	31,5
	3,35	38,5	24,5
AR Morse 4,0x13 mm	3,0	75,0	64,0
	3,15	62,0	52,0
	3,35	45,0	34,0
Master Grip 4,0x13,0 mm	3,0	59,0	57,0
	3,15	52,0	45,5
	3,35	38,5	33,0

Maiores valores em negrito e menores valores em itálico.

O comprimento dos implantes influenciou no torque de inserção e de remoção dos implantes como podemos ver na TAB. 5.5.

TAB. 5.5 Influência do comprimento do implante no torque (N.cm) de inserção e de remoção

Implante	Última Broca (mm)	Torque Médio no Polietileno (N.cm)	
		Inserção	Remoção
Conic Morse 4,0x10,0 mm	3,0	61,0	39,0
	3,15	41,0	23,0
	3,35	33,5	19,5
Conic Morse 4,0x13,0 mm	3,0	64,0	32,0
	3,15	52,5	31,5
	3,35	38,5	24,5

Maiores valores em negrito.

Nota-se uma tendência de aumento dos torques de inserção e de remoção no

implante de 13,0 mm de comprimento em relação ao implante de 10,0 mm de comprimento. O único valor que não seguiu essa tendência foi o torque de remoção na broca de 3,0 mm. Isso pode ser atribuído a erro da técnica experimental nesse ensaio. Para essa comparação apenas foi utilizado o implante Conic Morse e o polietileno. O primeiro por ser o único dentre os implantes estudados a possuir comprimentos diferentes, e o último por ser o único material homogêneo que não representou problema para os montadores.

Com relação ao diâmetro do implante, pode-se observar na TAB. 5.6 que usando-se brocas iguais, a inserção e remoção do implante de 4,0 mm exigem maiores torques para inserir e remover que o implante de 3,75 mm. Não é possível comparar os torques de inserção dos implantes de 4,0 mm com os de 5,0 mm uma vez que foram usadas brocas diferentes.

TAB. 5.6 Influência do diâmetro do implante no torque de inserção e de remoção

Implante	Última Broca (mm)	Torque Médio no Polietileno (N.cm)	
		Inserção	Remoção
Master Grip 3,75x13,0 mm	3,0	31,0	28,0
	3,15	29,0	23,5
	3,35	29,5	24,5
Master Grip 4,0x13,0 mm	3,0	59,0	57,0
	3,15	52,0	45,5
	3,35	38,5	33,0
Master Grip 5,0x13,0 mm	-	-	-
	-	-	-
	4,35	37,0	29,8

Maiores valores em negrito.

A explicação para o aumento de torque com o aumento do comprimento ou do diâmetro dos implantes é frequentemente atribuída ao aumento área de superfície como previamente citado por IVANOFF et al. (1997). Entretanto, o aumento da deformação, embora não tenha sido confirmado pelo presente estudo, também pode exercer influência no torque.

5.2 RESISTÊNCIA À TORÇÃO DAS CHAVES E DOS MONTADORES

As chaves de inserção de torque interno, confeccionadas em aço inoxidável apresentaram torques de resistência superiores aos determinados nos ensaios de inserção e de remoção dos implantes nos diversos materiais. Sendo assim, os implantes com torque interno (os que utilizam tais chaves) são os ideais para quando se pretende atingir altos valores de estabilidade primária.

Os ensaios de torção para avaliar a resistência dos montadores mostraram que estes componentes resistem a torques superiores aos valores comumente obtidos em situações clínicas. Os montadores com cruzeta apresentaram torque de fratura mínimo de 94 N.cm e média de $103,60 \pm 15,56$ N.cm.

Nos ensaios para avaliar a resistência à torção dos montadores houve a deformação do hexágono externo do implante e não se observou a fratura do montador. Este comportamento era esperado, uma vez que os montadores são feitos de aço inoxidável e submetidos tratamento térmico de têmpera, ao passo que os implantes são de titânio comercialmente puro. O menor torque de resistência do hexágono externo foi de 127 N.cm e média de $158,60 \pm 36,11$ N.cm. Não obstante, os cirurgiões-dentistas comumente relataram falhas de montadores com valores de torques inferiores aos obtidos no presente trabalho.

6 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos pode-se concluir que:

a) Quanto ao material usado para inserir e remover os implantes:

- Os ensaios com costela suína apresentaram maiores dispersões dos torques de inserção e remoção devido à heterogeneidade das mesmas;
- Os torques determinados nos ensaios com poliuretano foram maiores que os do polietileno o que pode ser atribuído ao menor coeficiente de atrito e resistência mecânica do polietileno;
- Apesar de o poliuretano ser indicado para ensaios mecânicos de dispositivos médicos, apresentou torque de inserção e de remoção significativamente superiores aos normalmente observados em cirurgias (70 N.cm);
- Os torques de remoção do poliuretano frequentemente foram superiores ao de inserção, comportamento este não observado clinicamente e com nos ensaios com outros materiais.
- Os materiais sintéticos homogêneos são mais adequados do que ossos naturais heterogêneos para ensaios de torque de inserção e remoção;
- O polietileno de alta densidade apresentou um comportamento mais similar à realidade clínica do que o poliuretano de $0,64\text{g/cm}^3$.

b) Quanto à técnica cirúrgica:

- Quanto menor o diâmetro da última broca usada para preparar o sítio de inserção do implante, maior o torque de inserção e remoção;
- O cirurgião para obter maior estabilidade primária em osso de menor densidade pode alterar o protocolo de cirurgia sub-instrumentando o sítio de inserção do implante.

c) Quanto à forma dos implantes:

- Os implantes híbridos (cilindro-cônico, AR Morse) necessitam de maior torque de inserção e remoção seguido dos implantes cônicos (Conic Morse) e

cilíndricos (Master Grip), respectivamente;

- Embora esse comportamento tenha relação com a deformação do material utilizado para a inserção do implante, não foi possível determinar esta relação.

d) Quanto às dimensões dos implantes:

- Os torques de inserção e de remoção aumentam com o aumento do comprimento e diâmetro do implante.

e) Quanto à resistência dos montadores e chaves usadas na inserção:

- Os implantes com torque interno são preferíveis em relação aos implantes com montadores visto que estes podem falhar levando possíveis complicações cirúrgicas e deformações nos hexágonos externos dos implantes.
- Os ensaios em laboratório foram realizados a uma baixa velocidade. Durante uma cirurgia o cirurgião frequentemente insere o implante com movimentos rápidos. Considerando que a velocidade da aplicação da força altera a resistência dos materiais isso pode explicar a ocorrência de fratura de montadores de cruzeta e deformação do hexágono externo do implante na clínica;
- No laboratório, o torquímetro manual foi mantido perpendicular ao montador. Em situações clínicas, a dificuldade de visualização e operação do torquímetro manual pode levar à inclinação do mesmo e, na ocorrência de inclinação, são criadas outras tensões no montador além das cisalhantes geradas pelo movimento de inserção e remoção;
- Apenas foram testados montadores de aço inoxidável de uma única empresa. Pode haver diferenças de material, forma e conseqüentemente de resistência de montadores de empresas distintas, o que também justifica a frequência das falhas.

7 REFERÊNCIAS

- BERNARDES, S. R. et al. Fundamentos da técnica de carga imediata. In: PADOVAN, L. E. M.; SARTORI, I. A. M.; THOMÉ, G.; MELO, A. C. **Carga imediata em implantes osteointegrados**: possibilidades e técnicas. São Paulo: Editora Santos; 2008. p. 1-30.
- BROUWERS, J. E. I. G. et al. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. **J Oral Rehabil**, [S.l.], v.36, n. 4, p. 279-283, 2009.
- CIPLAST. Tabela de especificações. [online] 2009. Disponível: http://www.ciplast.com.br/ciplast/tab_esp.html [capturado em 13 de dezembro de 2009]
- CIPLAST. Tecnologia em usinagem de plásticos. [online] 2009. Disponível: <http://www.ciplast.com.br/ciplast> [capturado em 13 de dezembro de 2009]
- CONSTANTINO A. Osseocompressão: otimizando a estabilidade primária para a ativação imediata de implantes. **ImplantNews**, São Paulo, v. 1, n. 3, p. 219-226, 2004.
- CORNELINI, R. et al. Immediate loading of implants with 3-unit fixed partial dentures: a 12-month clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.] v. 21, n. 6, p. 914-918, 2006.
- CORNELINI, R. et al. Immediate restoration of single-tooth implants in mandibular molar sites: a 12-month preliminary report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 19, n. 6, p. 855-860, 2004.
- CUNHA, H. A. et al. A comparisson between cutting torque and resonance frequency in the assessmen of primary stability and final torque capacity of standard TiUnite single-tooth implants under immediate loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 19, n. 4, p. 578-585, 2004.
- ESPOSITO, M.; GRUSOVIN, M. G.; WILLINGS, M.; COULTHARD, P.; WORTHINGTON, H. V. The effectiveness of immediate, early, and conventional

- loading of dental implants: a Cochrane systematic review of randomized controlled clinical trials. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 22, n. 6, p. 893–904, 2007.
- FANUSCU, M. I.; CHANG, T.-L.; AKÇA, K. Effect of surgical techniques on primary implant stability and peri-implant bone. **J Oral Maxillofac Surg**, [S.l.], v. 65, n. 12, p. 2487-2491, 2007.
- FERNANDES, E. L. et al. Primary stability of turned and acid-etched screw-type implants: a removal torque and histomorphometric study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 22, n. 4, p. 893-904, 2007.
- ILKUMI, N.; TSUSUMI, S. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 20, n. 2, p. 253-260, 2005.
- implant stability and peri-implant bone. **J Oral Maxillofac Surg**, [S.l.], v. 65, n. 12, p. 2487-2491, 2007.
- INCOPLAST. Polietileno. [online] 2009. Disponível: <http://www.incomplast.com.br/materiais/polietil.htm> [capturado em 13 de dezembro de 2009]
- IVANOFF, C.-J. et al. Influence of implant diameters on the integration of screw implants: an experimental study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Surg**, [S.l.], v. 26, n. 2, p. 141-148, 1997.
- LUONGO, G. et al. Early loading of sandblasted, acid-etched implants in the posterior maxilla and mandible: a 1-year follow-up report from a multicenter 3-year prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 20, n. 1, p. 84–91, 2005.
- MEDIZINTECHNIK GULDEN. Manufacturer of the Periotest. [online] 2009. Disponível: http://www.med-gulden.com/index_en.php [capturado em 13 de dezembro de 2009]
- MISCH, C. E. Densidade óssea: um determinante-chave para o sucesso clínico In: MISCH, C. E. **Prótese sobre implantes**. São Paulo: Editora Santos; 2006. p. 130-141.
- MISCH, C. E.; BIDEZ, M. W. Fundamento lógico do design do implante dentário. In:

- MISCH, C. E. **Implante odontológico contemporâneo**. São Paulo: Pancast; 1996. p. 329-343.
- MOZZATTI, M.; MONFRIN, S. B.; PEDRETTI, G.; SCHIERANO, G.; BASI, F. Immediate loading of maxillary fixed prostheses retained by zygomatic and conventional implants: 24-month preliminary data for a series of clinical case reports. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 23, n. 2, p. 308-314, 2008.
- NIKELLIS, I.; LEVI, A.; NICOLOPOULOS, C. Immediate loading of 190 endosseous dental implants: a prospective observational study of 40 patient treatments with up to 2-year data. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 19, n. 1, p. 116-123, 2004.
- OSSTELL AB. Hem. [online] 2009. Disponível: <http://www.osstell.com/?sid=6> [capturado em 13 de dezembro de 2009]
- OTTONI, J. M. P. et al. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 20, n. 5, p. 769-776, 2005.
- RIBEIRO-ROTTA, R. F.; LINDH, C.; ROHLIN, M. Efficacy of clinical methods o assess jawbone issue prior o and during endosseus dental implant placement: a systematic review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 22, n. 2, p. 289-300, 2007.
- SAKOH, J. et al. Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindric screw-type implant in vitro. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 21, n. 4, p. 560-566, 2006.
- SANTOS, M. V. **Efeito da rugosidade superficial e da concavidade na estabilidade primária de implantes dentários**. 2007. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais). Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2007.
- SANTOS, M. V; ELIAS, C. N.; CAVALCANTI, J. H. Efeito da forma e da rugosidade superficial na estabilidade primária de implantes osseointegráveis. **Rev Dental Press Periodontia Implantol**, Maringá, v. 3, n. 2, p. 73-83, 2007.
- SANTOS, M. V; ELIAS, C. N.; CAVALCANTI, J. H. The Effects of Superficial Roughness and Design on the Primary Stability of Dental Implants. **Clin Implant Dent Relat Res**, [S.l.], In press 2010.

SAWBONES. Solid rigid polyurethane foam. [online] 2009. Disponível: <http://www.sawbones.com/products/bio/testblocks/solidfoam.aspx> [capturado em 13 de dezembro de 2009]

SAWBONES. Welcome to Sawbones!. [online] 2009. Disponível: <http://www.sawbones.com> [capturado em 13 de dezembro de 2009]

SCHLIEPHAKE, H.; SEWING, A.; AREF, A. Resonance frequency measurements of implant stability in the dog mandible: experimental comparison with histomorphometric data. **Int J Oral Maxillofac Surg**, [S.l.], v. 35, n. 10, p. 941-946, 2006.

SENNERBY, L.; THOMSEN, P.; ERICSON, L. E. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 7, n. 1, p. 62-71, 1992.

SHALABI, M. M. et al. A meta-analysis of clinical studies to estimate the 4.5-year survival rate of implants placed with the osteotome technique. **Int J Oral Maxillofac Implants**, [S.l.], v. 22, n. 1, p. 110-116, 2007.

SJÖSTRÖM, M. et al.. 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**, [S.l.], v. 34, n. 1, p. 45–51, 2005.

SZMUKLER-MONCLER, S. et al. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. **Clin Oral Implants Res**, [S.l.], v. 11, n. 1, p. 12-25, 2002.

TABASSUM, A. et al. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. **Clin Oral Impl Res**, [S.l.], v. 20, n. 4, p. 327-332, 2009.

8 APÊNDICES

8.1 GLOSSÁRIO

A

Alvéolo. Cavidade de um órgão. Dente, por exemplo.

Alvéolo cirúrgico. Cavidade de um órgão natural ou protético preparada cirurgicamente. Furo no qual é inserido um implante dentário, por exemplo.

C

Carga. Força mastigatória.

Carga imediata. Instalação de prótese sobre implante (provisória ou definitiva) imediatamente após a instalação do mesmo (geralmente dentro de vinte e quatro horas) e, portanto, antes da osseointegração.

Carga precoce. Instalação de prótese sobre implante (provisória ou definitiva) entre 24 horas após a instalação do mesmo e antes da osseointegração.

Cervical. Região entre a coroa e a raiz de um dente ou implante.

Chave de inserção. Chave de torque interno utilizada para instalar ou remover um implante.

Contra-ângulo. Peça do motor odontológico que tem uma angulação para facilitar o acesso ao local da cirurgia.

Córtex. Porção periférica de um órgão ou tecido.

Costela. Osso do tórax que protege o coração e os pulmões.

Crista ilíaca. Porção mais superior do ílio (osso do quadril).

E

Enxerto ósseo. Procedimento que visa o aumento ósseo.

Escarificação. Procedimento que visa ajustar um furo preparado para um pino ou parafuso visando acomodar a cabeça do mesmo.

Esponjoso. Com estrutura trabecular semelhante a uma esponja.

Estabilidade primária. Resistência ao movimento de um implante obtida no momento da inserção e antes da osseointegração.

Estabilidade secundária. Resistência ao movimento de um implante após a osseointegração.

Estabilidade total. Soma da estabilidade primária com a secundária.

Estágio único. Implante que, imediatamente após a instalação, fica exposto ao meio oral. Carga imediata, por exemplo.

Etileno. Hidrocarboneto de composição C_2H_4 .

F

Filete de rosca. Parte da rosca que se projeta para fora.

H

Histomorfometria. Método de análise microscópica de tecidos biológicos.

I

Implante dentário. Dispositivo, geralmente em formato de parafuso, instalado no osso para substituição de um dente. Proporciona suporte e retenção à prótese sobre implante.

Implante zigomático. Implante dentário que é fixado no osso zigomático.

Implantodontia. Ramo da odontologia que estuda implantes dentários.

M

Mandíbula. Osso da face que suporta os dentes inferiores.

Maxila. Osso da face que suporta os dentes superiores.

Medula. Porção interna de um órgão ou tecido.

Mero. Grupo de átomos que constituem a unidade de repetição de uma cadeia polimérica.

Montador. Peça de torque externo utilizada para instalar ou remover um implante.

N

Necrose. Morte de uma célula, tecido, órgão ou organismo.

O

Osseointegração. Contato estrutural sem interposição de tecido conjuntivo mole, entre osso vivo e organizado e a superfície de um implante que esteja recebendo carga funcional.

Ossos D1. Classificação de MISCH (1998) para osso tipo I.

Ossos D2. Classificação de MISCH (1998) para osso tipo II.

Ossos D3. Classificação de MISCH (1998) para osso tipo III.

Ossos D4. Classificação de MISCH (1998) para osso tipo IV.

Ossos tipo I. Classificação de LEKHOLM e ZARB (1985) para ossos compactos (densos).

Ossos tipo II. Classificação de LEKHOLM e ZARB (1985) para ossos com cortical espessa e pouco osso trabecular.

Ossos tipo III. Classificação de LEKHOLM e ZARB (1985) para ossos com cortical fina e osso trabecular denso.

Ossos tipo IV. Classificação de LEKHOLM e ZARB (1985) para ossos com cortical fina e osso trabecular pouco denso.

Osteotomia. Remoção ou perfuração do tecido ósseo.

Osteótomo. Instrumento cirúrgico que promove compactação e expansão óssea. É um instrumento alternativo e complementar à osteotomia.

P

Polietileno. Polímero a base de etileno.

Polímero. Composto sólido, não metálico, geralmente orgânico, cuja estrutura é uma cadeia composta de repetições de uma unidade (mero).

Poliuretano. Polímero a base de uretano.

Prótese. Artefato instalado no corpo que visa mimetizar uma parte do mesmo.

T

Tecido conjuntivo. Tecido que se origina do mesênquima. Tem função de manutenção e estrutural.

Toque interno. Dispositivo que se encaixa dentro do implante transferindo o torque para dentro do mesmo. Implantes que utilizam chaves de inserção, por exemplo.

Torque externo. Dispositivo que se encaixa sobre o implante transferindo o torque para a plataforma do mesmo. Implantes que utilizam montadores, por exemplo.

Trabécula. Pequeno feixe de tecido sob a forma de viga, poste ou haste.

U

Uretano. Carbamato. Composto orgânico cuja estrutura é -NH(CO)O- .

Z

Zigoma. Osso da face que se situa posterior à maxila. Forma a parede lateral da órbita ocular.

9 ANEXOS

9.1 ESPECIFICAÇÕES DOS IMPLANTES

O implante Conic Morse é um implante cônico com filetes de rosca de formato trapezoidal com ângulo de 120°. Para inserção de tal implante utiliza-se um montador em cruzeta. Esse montador é uma peça com quatro “dentes” que se encaixam em quatro sulcos na plataforma do implante. O montador é preso ao implante por um parafuso que é apertado com um torque de 7 N.cm. O volume de um implante Conic Morse de 4,0 x 13,0 mm é de 110,99 mm³ e a área externa de 207,29 mm².

O implante AR Morse é um implante cilindro-cônico que possui dois tipos de filete de rosca, mas ambos têm formato triangular e 60° de angulação. Na sua porção mais cervical os filetes são menores tanto em profundidade quanto no passo de rosca. Esse implante é instalado por meio de uma chave de inserção que se encaixa em um hexágono (fêmea) no interior do implante. O volume de um implante AR Morse de 4,0 x 13,0 mm é de 125,00 mm³ e a área externa de 218,42 mm².

O implante Master Grip é um implante cilíndrico, embora possua um ápice ligeiramente cônico. Esse implante roscas iguais às roscas maiores do AR Morse. O implante Master Grip pode ser inserido com um montador que se encaixa em um hexágono (macho) na plataforma do implante ou por uma chave de inserção que se encaixa em um hexágono (fêmea) no interior do implante. O volume de um implante AR Morse de 4,0 x 13,0 mm é de 108,68 mm³ e a área externa de 227,87 mm².

Todos os implantes são fabricados em titânio comercialmente puro de grau 4 (ASTM), enquanto que os montadores são fabricados em Ti-4Al-6Vn e as chaves de inserção em aço inoxidável.

9.2 ESPECIFICAÇÕES DO POLIETILENO

TAB. 9.1 Valores das propriedades mecânicas do polietileno segundo CIPLAST (2009a)

Densidade	0,95 g/cm ³
Resistência à tração	2,4 . 10 ² kgf/cm ²
Alongamento na ruptura	500%
Módulo de elasticidade em tração	1,0 . 10 ⁴ kgf/cm ²
Módulo de elasticidade em tração	0,5 a 1,0 . 10 ⁴ kgf/cm ²
Dureza Rockwell	R60

9.3 ESPECIFICAÇÕES DO POLIURETANO

TAB. 9.2 Valores do limite de resistência (MPa) do poliuretano (SAWBONES, 2009a)

Densidade		Compressão	Tração	Cisalhamento
pcf	g/cm ³	31	19	11
40	0,64			