

DENISE CANTO DA SILVA DELATORRE

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO TORQUE DE INSERÇÃO EM
MINIIMPLANTES DE ANCORAGEM ORTODÔNTICA COM DIFERENTES
DIÂMETROS**

CAMPINAS

2009

DENISE CANTO DA SILVA DELATORRE

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO TORQUE DE INSERÇÃO EM
MINIIMPLANTES DE ANCORAGEM ORTODÔNTICA COM DIFERENTES
DIÂMETROS**

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

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof Dr Rui Barbosa de Brito Junior.

CAMPINAS

2009

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

D136a Delatorre, Denise Canto da Silva.
Avaliação da resistência ao torque de inserção em
miniimplantes de ancoragem ortodôntica com diferentes diâmetros
/ Denise Canto da Silva Delatorre. – Campinas: [s.n.], 2009.
80f.: il.

Orientador: Rui Barbosa de Brito Junior.
Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – C.P.O. São Leopoldo
Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Torque. 2. Procedimentos de ancoragem ortodôntica.
3. Implante dentário. 4. Ortodontia. I. Brito Junior, Rui Barbosa de.
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

PARA: Denise Canto da Silva Delatorre

Curso: Mestrado em Odontologia - área de concentração Ortodontia

Título da Dissertação: "AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA AO TORQUE DE INSERÇÃO EM MINI-IMPLANTES DE ANCORAGEM ORTODÔNTICA COM DIFERENTES DIÂMETROS"

Data defesa: 09 junho de 2009.

Informamos que aquela dissertação acima apontada foi apresentada por seu titular ao Centro de Pós-Graduação, perante a Comissão Examinadora abaixo nominada, e cumpriu todas as exigências feitas por aquela Comissão tendo sido aprovada recebido a competente liberação sob a supervisão da docência da orientação.

Campinas, 09 junho de 2009.

Prof. Dr.

Prof. Dr.

Membro

Profa. Dra.

Membro

Dedico esta minha conquista ao meu
filho Tiago, alegria da minha vida.

AGRADECIMENTOS ESPECIAS

Ao meu filho Tiago, que foi privado da minha presença para que eu pudesse conquistar e realizar um dos meus desejos profissionais. Sei que este meu esforço refletirá como exemplo para ele seguir e conquistar os seus sonhos.

Ao Aldérico, meu marido, que compreendeu durante o mestrado o quanto eu amo a minha profissão e o quanto é importante para mim a realização das minhas metas profissionais.

Aos meus pais, Airton e Ana Maria, exemplo de amor e dedicação. Que permanecem ao meu lado trazendo palavras de apoio e incentivo e acreditando no meu potencial. Esta conquista também é de vocês.

Ao meu irmão Mauro, meu amigo, por todos os momentos felizes, carinho, amor, admiração... Embora estejamos separados pela distância, você está presente na minha vida todos os dias.

À minha cunhada Mariana, minha amiga. Que acompanhou e apoiou, mesmo de longe, esta minha conquista.

À Ziziane dos Santos, que cuidou da minha casa e do meu filho enquanto eu estava em Campinas.

Aos meus amigos, familiares ... enfim a todos que de alguma maneira fazem parte da minha vida.

MUITO OBRIGADA!

AGRADECIMENTOS

Ao Presidente do Consu da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, Prof. Dr. José Luiz Cintra Junqueira.

Ao Diretor da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, Prof. Dr. Thomaz Wassall.

À Pró-Reitora de Pesquisa da Faculdade de Odontologia, Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic, Prof^a. Dra. Vera Cavalcanti de Araújo.

Ao Prof. Dr. Rui Barbosa de Brito Junior, por toda a sua atenção dada como orientador e por toda a sua dedicação ao seu trabalho. Muito obrigada.

Ao Prof. Dr. Tatsuko Sakima, por ser uma pessoa maravilhosa e íntegra. Pela amizade, pelos ensinamentos passados com muita dedicação, disciplina e amor. A minha admiração é indescritível. Muito obrigada.

À Prof^a. Dra. Ana Claudia Moreira Melo, por ser esta pessoa doce, sempre pronta a ajudar e ensinar, que ama o que faz. Você foi extremamente importante para esta minha conquista. Obrigada minha amiga.

Aos Professores, Ângelo Loiola e Edimilson Ramos, pela amizade, exemplo de dedicação e determinação. Em todos os momentos, tanto em sala de aula como em clínica, estavam sempre alegres, dispostos a ensinar e ajudar no que precisávamos.

Aos Professores, Adriana Ramos e Armando Amorim de Mendonça, pela amizade, por todo o conhecimento passado com muita dedicação.

À Prof^a. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, pelo incentivo à pesquisa.

À Empresa Neodent® pelas doações dos mini-implantes utilizados no presente trabalho.

Ao Engenheiro Mecânico da Neodent®, Alexander Luis Golin, pela orientação na realização dos testes mecânicos.

Ao Flávio Haruo Clemente de Oliveira, responsável pelo laboratório de testes mecânicos da Empresa Neodent®, por toda a atenção e ajuda para que eu pudesse realizar os testes.

Ao Prof. Dr. Luis Eduardo Marques Padovan, por ter sido prestativo e ter se colocado à disposição na orientação do projeto envolvendo coelhos.

À Elisa Sartori, pela ajuda no projeto envolvendo coelhos.

À Márcia que realizou os testes estatísticos deste trabalho, por ter sido prestativa em todos os momentos que solicitei a sua ajuda.

À minha amiga Lucila L. Zimmermann pela amizade e incentivo para eu iniciar o mestrado.

Aos meus amigos de turma, pelas amizades que nasceram durante estes três anos juntos. Que todos alcancem os sonhos desejados.

Ao meu amigo Alexandre T. Sakima, por ter-me escolhido como dupla (mesmo que tenha sido passageiro), pelos ensinamentos passados, mas, principalmente pela amizade que construímos.

À minha amiga Amanda Maia, esta doçura de pessoa, acolhedora, que tem como marca a determinação. Estaremos juntas em muitos outros cursos. Adoro você, seu noivo e toda a sua família. Que todos os anjos te iluminem sempre!

À minha amiga Laís Tosta, uma pessoa maravilhosa, atenciosa, sempre de alto astral, minha companheira de quarto. Você é muito especial. Adoro muito você, Gabi e Bruno.

Aos pacientes obrigada pela confiança e colaboração.

MUITO OBRIGADA!

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo avaliar a resistência ao torque de inserção de acordo com o diâmetro do mini-implante e a espessura da cortical óssea. Foram utilizados 40 mini-implantes de mesmo comprimento (7,0 mm) variando apenas o diâmetro (1,3 e 1,6 mm). Estes foram inseridos em corpos de prova de osso sintético, que atendem as normas da ASTM F - 1839, com diferentes espessuras de cortical (2 e 3mm). Após realização do teste mecânico por meio de torquímetro digital, foi observado que a média do torque máximo de inserção para os mini-implantes de 1,3mm de diâmetro foi de 12,59 e 14,21N.cm quando inseridos em osso com cortical de 2 e 3mm de espessura, respectivamente. Já para os mini-implantes de 1,6 mm, a média do torque máximo foi de 41,92 e 29,59N.cm em cortical de 2 e 3 mm, respectivamente. Na amostra composta por mini-implantes de 1,3 mm de diâmetro houve 100% de fratura durante os testes, enquanto na amostra de 1,6 mm houve 50% de fratura em cortical com 3 mm, e 20% em cortical com 2 mm de espessura. Foi observado a diferença estatisticamente significativa entre a espessura da cortical e o diâmetro do mini-implante em relação ao torque de inserção, como também, entre o diâmetro do mini-implante e a ocorrência de fratura dos mesmos. Desta forma, pode ser concluído que a espessura da cortical óssea apresenta influência direta sobre a resistência mecânica dos mini-implantes durante a instalação e que a resistência à fratura é diretamente proporcional ao diâmetro do mini-implante.

Palavras-chave: Mini-implantes. Aparelho ancoragem temporária. Torque. Mecânica.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the insertion resistance torque in anchorage orthodontic screws according to screw diameter and artificial cortical bone thickness. Forty screws of the same length (7.0 mm) and different diameters (1.3 and 1.6 mm) were used. The screws were inserted into artificial bone blocks, according to ASTM F - 1839, with different cortical thickness (2 and 3 mm). After mechanical test using a digital torquimeter, it was observed that the mean of maximum insertion torque for 1.3 mm miniscrews was 12.59 and 14.21 N.cm when inserted in 2 mm and 3 mm cortical bone respectively. When considering 1.6 mm miniscrews, the mean of maximum insertion torque was 41.92 and 29.59 N.cm in 2 mm and 3 mm cortical bone respectively. The 1.3 mm sample presented 100% of fracture during the tests while the 1.6 mm sample presented 50% of fracture in 3 mm and 20% in 2 mm cortical bone. It was observed statistically significant difference between the cortical thickness and miniscrew diameter in relation to insertion torque, as well as, between diameter and fracture of the miniscrews. It can be concluded that cortical bone thickness presents direct influence on mechanical resistance of miniscrews during insertion and that fracture resistance is directly proportional to the miniscrew diameter.

Keywords: Miniimplants. Temporary anchorage devices. Torque. Torque. Mechanical.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 12 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA | 16 |
| 2.1 Ancoragem em ortodontia..... | 16 |
| 2.2 Planejamento na utilização de dispositivos de ancoragem esquelética | 26 |
| 2.3 Estabilidade primária e secundária | 34 |
| 3 PROPOSIÇÃO | 54 |
| 4 MATERIAIS E MÉTODOS | 55 |
| 4.1 Materiais..... | 55 |
| 4.1.1 Mini-implante | 55 |
| 4.1.2 Corpos de prova..... | 56 |
| 4.2 Métodos..... | 57 |
| 5 RESULTADOS..... | 62 |
| 6 DISCUSSÃO | 67 |
| 7 CONCLUSÃO | 73 |
| REFERÊNCIAS..... | 74 |
| ANEXO A - Comunicado de Dispensa de Submissão ao CEP | 78 |
| ANEXO B - Bula do Fabricante..... | 79 |
| ANEXO C - Ficha coleta de dados | 80 |

1 INTRODUÇÃO

Ancoragem pode ser definida em ortodontia como a resistência ao movimento dentário indesejado e é pré-requisito fundamental para o sucesso do tratamento. A ancoragem pode ser classificada como intra ou extrabucal, dentária ou esquelética (Costa et al., 1998).

A ancoragem ortodôntica intrabucal apoiada em dentes apresenta uma grande limitação já que os mesmos sofrem movimentação em resposta a reação da força aplicada. Já a ancoragem extrabucal complementa a ancoragem dental e distribui as forças em direção contrária às forças intrabucais, porém sua limitação está na necessidade de cooperação do paciente (Creekmore, Eklund, 1983).

Com o objetivo de buscar novas alternativas de mecanismos de ancoragem intrabucal, foi proposto o uso de ancoragem esquelética por meio de parafusos metálicos (Vitallium) em Ortodontia já na década de 40 (Gainsforth, Higley, 1945) Outra proposta foi à utilização de implantes justa-ósseos como apoio para movimentação dentária (Linkow, 1970). Contudo, foi a partir da década de 80 que os implantes dentários endósseos utilizados para reabilitação de pacientes com espaços edêntulos começaram a ser efetivamente aplicados como mecanismo de ancoragem esquelética (Gray, Steen, 1983; Roberts et al., 1984; Roberts et al., 1989; Roberts et al., 1996) tendo como grande vantagem não depender da colaboração do paciente, bem como manter a estabilidade durante todo o período de tratamento (Gray, Steen, 1983). Entretanto, tais implantes apresentam limitações já que é necessário a presença de áreas edêntulas (Hermann, Cope, 2005). Outro aspecto desfavorável é a necessidade do período de espera para cicatrização óssea antes da aplicação da força (Bae et al., 2002).

A fim de solucionar tais limitações, têm sido desenvolvidos implantes temporários específicos para o uso em Ortodontia (Wehrbein et al., 1997; Umemori et al., 1999), entre eles os parafusos de ancoragem ortodôntica (Kanomi, 1997). A utilização destes parafusos apresenta inúmeras vantagens, como tamanho reduzido, cirurgia para instalação pouco invasiva e baixo custo (Kanomi, 1997; Costa et al., 1998; Park et al., 2003; Cheng et al., 2004; Liou et al., 2004; Melo et al., 2006; Lim et al., 2008).

Vários autores têm estudado os fatores que interferem na manutenção da estabilidade dos mini-implantes durante a movimentação ortodôntica. Deguchi et al. (2003) observaram índice de sucesso de 97% e relataram que o motivo das falhas não está muito claro, podendo estar relacionado com problemas cirúrgicos ou contato com as raízes dos dentes. Já Cheng et al. (2004) relataram 11% de perdas relacionadas à localização de instalação, sendo maior o insucesso em região posterior de mandíbula. Motoyoshi et al. (2006) observaram índice de sucesso de 85,5%, sendo o afrouxamento do mesmo, relacionado principalmente à inflamação local. Park et al. (2005) relataram sucesso de 90% relacionando este ao tamanho dos mini-implantes e à facilidade de recolocação. Para Moon et al. (2008) os mini-implantes apresentaram um índice de sucesso de 83,8%, sendo o local de instalação o fator que apresentou maior relação com o mesmo, enquanto que 90% das falhas ocorreram nos primeiros quatro meses, mais freqüentemente nos primeiros dois meses após a instalação. Já Salmória et al. (2008), a taxa de sucesso dos mini-implantes foi de 95%, e cinco fatores podem estar associados à perda dos mini-implantes, são eles: técnica cirúrgica, torque de inserção, espessura da cortical óssea, ausência de mucosa ceratinizada e inflamação peri-implantar.

Os mini-implantes apresentam grande variação de comprimento e diâmetro sendo encontrados no mercado com dimensões de 1,0 mm a 2,0 mm de diâmetro e 6,0 mm a 13,0 mm de comprimento (Deguchi et al., 2003; Park et al., 2004; Wilmes et al., 2006).

Outra consideração importante é a força aplicada na instalação dos mini-implantes. Num estudo a fim de avaliar o torque de instalação em mini-implantes, Motoyoshi et al. (2006) utilizaram três grupos de torques, menor que 5N.cm, entre 5 e 10N.cm e maior que 10N.cm. Foram observados os melhores resultados no grupo com torque intermediário em mini-implante de 1,6 mm de diâmetro. Para Hermann & Cope (2005) a força aplicada para a colocação do mini-implante foi aproximadamente 40N.cm. Entretanto, Maino et al. (2005) relataram que os mini-implantes são inseridos no local a uma velocidade de 20 a 30 rpm e deve-se evitar forças excessivas de 40 N.cm que poderiam causar a fratura destes. Motoyoshi et al. (2007) apresentaram um índice de sucesso maior no grupo com torque de inserção entre 8 e 10N.cm, confirmando que não se deve ultrapassar o torque de 10N.cm. Já Salmória et al. (2008) encontraram em seu resultado uma média de 24,54N.cm de torque de inserção, e, a estabilidade primária foi obtida em todos os mini-implantes não ocorrendo diferença significativa em relação ao torque de inserção.

Um fator essencial ao sucesso no uso de mini-implantes é a obtenção da estabilidade primária que é influenciada por dois parâmetros. O primeiro é a quantidade de contato entre o osso e o implante, onde na cortical óssea é maior que no trabeculado ósseo. O segundo é o *stress* de compressão na interface tecido/implante (Meredith, 1998; Wilmes et al., 2006).

Apesar dos princípios mecânicos na utilização de mini-implantes como ancoragem ortodôntica estarem sendo estudados, ainda há uma deficiência sobre o

assunto na literatura. Desta forma, pretende-se neste trabalho avaliar a resistência do mini-implante ao torque de inserção de acordo com o diâmetro dos mesmos e espessura da cortical óssea.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Ancoragem em Ortodontia

A partir da aplicação de uma força a um elemento dentário por meio de dispositivos ativos, como por exemplo, elásticos, molas, dobras nos fios, ocorre a movimentação ortodôntica. Quando uma força ortodôntica é aplicada a um dente, há um estímulo das células mesenquimais indiferenciadas da membrana periodontal que se diferenciam em células osteogênicas e osteoclásticas ativas. Como resultado, tanto a membrana periodontal como o osso adjacente, exibem um aumento da atividade celular que permite a movimentação dentária devido à remodelação óssea (Melsen, Bosh, 1997).

Contudo, de acordo com a Terceira Lei de Newton, a toda ação corresponde uma reação de igual magnitude e em sentido oposto. Sendo assim, ao aplicar uma força ortodôntica a um dente com o objetivo de movimentá-lo em um determinado sentido, os elementos dentários que servem de apoio para a aplicação desta força, sofrem uma reação de movimentação com a mesma intensidade, porém em sentido oposto, que em muitos casos representa um efeito colateral potencial da mecanoterapia ortodôntica (Roberts-Harry, Sandy, 2004). Por isso, a ancoragem ortodôntica tem sido motivo de preocupação para os ortodontistas, inclusive, o sucesso ou o insucesso de muitos tratamentos ortodônticos podem estar relacionados diretamente a este fator (Araújo et al., 2006).

Tem sido comum na Ortodontia a procura por métodos que requeiram mínima cooperação do paciente e, ao mesmo tempo, proporcionem o máximo controle de ancoragem, principalmente em pacientes adultos que são cada vez mais

freqüentes na clínica ortodôntica e apresentam, na maioria das vezes, perdas dentárias (Liou et al., 2004). Desta forma, torna-se cada vez mais proeminente a expansão da tecnologia de implantes na Ortodontia (Miyawaki et al., 2003; Liou et al., 2004).

De acordo com Creekmore & Eklund (1983), a ancoragem dentária apresenta grande limitação, já que os dentes se movimentam em resposta às forças de reação. Já a ancoragem extrabucal complementa a ancoragem dentária e distribui as forças em direção contrária às forças intraorais, porém sua limitação está na necessidade da colaboração do paciente. Enquanto, na ancoragem esquelética as forças podem ser aplicadas em qualquer direção para promover movimentação do dente sem prejuízo com as forças de reação.

Segundo Gray & Steen (1983), o controle da ancoragem ortodôntica é um dos fatores de maior interesse nos aparelhos ortodônticos. Os autores argumentam que ancoragem extrabucal depende da colaboração do paciente, entretanto, a ancoragem esquelética intrabucal tem como vantagem não requerer a colaboração do paciente, bem como, manter a estabilidade durante o período do tratamento, ser confeccionado em material biocompatível e, o projeto do aparelho pode ser simplificado e mais eficiente.

Turley et al. (1988) afirmaram que, normalmente, a ancoragem intrabucal dentária é obtida utilizando-se um ou um grupo de dentes, permitindo a movimentação de outros dentes mal posicionados. Entretanto, a ausência de dentes em determinadas regiões acaba dificultando a obtenção de uma ancoragem adequada. Ainda, em algumas situações, os dentes da unidade de ancoragem acabam sofrendo ação das forças aplicadas para movimentação dos dentes da unidade ativa. Os autores utilizaram, em cães, implantes osseointegrados com 4,75

mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento e, com 2,4 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, em cinco regiões diferentes, alveolar mandibular na região de terceiro e quarto pré-molares; cortical lingual mandibular na região de terceiro e quarto pré-molares; no osso alveolar maxilar por palatino na região de primeiro e segundo molares; no temporal e no zigomático. Depois de 20 semanas de cicatrização, foi verificada a mobilidade dos implantes, instalado um segmento de fio 0,016"x 0,022" de aço com um helicóide fechado ou uma mola aberta entre o implante e o segundo pré-molar que semanalmente foram ativadas para a manutenção de 300g de força. Os implantes osseointegrados receberam forças ortodônticas que permitiram a movimentação dentária. Os resultados sugeriram a possibilidade de utilização destes como unidade de ancoragem.

Roberts et al. (1989) afirmaram que a obtenção e o controle da ancoragem é fundamental para os ortodontistas. A fim de avaliar a utilização de ancoragem esquelética em Ortodontia foi proposto um experimento no qual, foram utilizados em coelhos dois implantes de 3,2 mm de diâmetro e 7,0 mm de comprimento, colocados em fêmur. Após seis semanas, foi instalada uma mola fechada de aço com 0,014" e força de 1N entre os implantes. Numa segunda fase do experimento, utilizaram também cães com o objetivo de avaliar o potencial de ancoragem total em dois tipos de implantes endósseos (13 x 3,75 mm e 5 x 3,75 mm), uma semana após aplicaram força de 3N utilizando mola fechada de aço. Os animais foram sacrificados vinte e uma semanas após a instalação dos implantes. Os autores concluíram que a ancoragem ortodôntica com implantes endósseos requer menos que 10% de contato do osso com a interface do implante.

Meredith et al. (1996) afirmaram que os implantes de titânio osseointegrados estão sendo utilizados para fornecer suporte para as próteses

recolocando dentes perdidos em pacientes edêntulos ou parcialmente dentados. A adequada estabilidade do implante é importante para permitir a cicatrização e formação de osso ao redor deste e também permitir a distribuição da carga mastigatória pela interface tecido-implante. A estabilidade primária acontece através da colocação do implante, está relacionada com a qualidade e quantidade de osso; o diâmetro, comprimento e tipo de implante; a técnica utilizada para colocação. O osso cortical garante maior estabilidade primária do que o osso trabeculado. Já a estabilidade secundária acontece pela osseointegração, ou seja, através da remodelação e regeneração do osso na interface tecido-implante. Este osso formado deverá ser capaz de distribuir efetivamente a carga mastigatória.

Kanomi (1997) relatou que o mini-implante utilizado para ancoragem ortodôntica deverá ser pequeno o suficiente para ser instalado em qualquer área do osso alveolar e região apical, bem como, entre as raízes. Segundo o autor, o procedimento cirúrgico deverá ser fácil o bastante a permitir que um ortodontista ou um clínico consiga realizá-lo, e, o menos invasivo possível para se obter uma rápida cicatrização. O mini-implante deverá ser facilmente removido após a sua utilização, e, a cicatrização óssea acontece normalmente. A higiene oral deverá ser fácil de ser mantida, porém devem-se ter cuidados com inflamações no local. Ainda, o mini-implante pode ser removido a qualquer tempo pelo ortodontista ou por desejo do paciente.

Costa et al. (1998) relataram que a utilização de forças diferenciadas e a consolidação da unidade posterior requer a separação entre a unidade ativa e a unidade reativa (de ancoragem). A introdução do sistema de ancoragem intraoral esquelética no tratamento ortodôntico tem sido muito bem vinda, especialmente nos casos de pacientes edêntulos ou pela necessidade de movimentação de todos os

dentos na mesma direção. A utilização de implantes osseointegrados como ancoragem intrabucal esquelética apresenta algumas desvantagens e limitações como custo, especialmente se os implantes não forem aproveitados no tratamento reabilitador; além da difícil remoção após o tratamento ortodôntico. A utilização do *onplant* para a mesma finalidade apresenta as mesmas desvantagens que os implantes, sendo a sua remoção um pouco mais fácil, entretanto sua localização é um fator limitante. Já a experiência utilizando fios no arco zigomático, mostrou inflamação no local, além de que a remodelação no local dificultou a permanência do fio no período de 3 a 6 meses. Desta forma, os autores sugerem como ancoragem intrabucal esquelética, os mini-implantes. Utilizaram 16 mini-implantes com 2,0 mm de diâmetro e 9,0 mm de comprimento, em 14 pacientes. Foi realizada uma perfuração na cortical e os parafusos foram inseridos manualmente. Os mini-implantes foram instalados na maxila e mandíbula, sendo nas seguintes regiões: espinha nasal anterior, sutura medial palatina, crista infra-zigomático penetrando no seio maxilar, região retromolar, região de pré-molares e molares no processo alveolar por vestibular, na região de sínfise. Observaram que ocorreu em dois mini-implantes um movimento de contra-momento quando aplicada a força o que levou a perda destes. Os autores apresentaram como vantagens do uso de mini-implantes, ser de fácil inserção e remoção, podendo ser colocados pelo próprio ortodontista, como também, a possibilidade de aplicação de carga imediata. Contudo sugerem que deve-se ter cuidado com a inflamação, utilizando bochechos de clorexidina como controle. Desta forma, os mini-implantes são uma alternativa de ancoragem que permite uma estabilidade desta e o planejamento biomecânico para a aplicação de força.

Wehrbein et al. (1999) relataram que os implantes de titânio osseointegrados proporcionam uma ancoragem máxima na cavidade oral, e cada vez mais estão sendo utilizados com essa finalidade. Apresentaram como proposta de seu estudo comparar a atividade e localização da remodelação ao redor dos implantes maxilares submetidos à carga e sem submissão de carga. Para isso, utilizaram dois cães machos da raça *foxhounds*, nos quais fizeram a extração dos primeiros, segundos e terceiros pré-molares bilateralmente. Após o período de cicatrização de 16 semanas foi feita a instalação de dois implantes de 6,0 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro em cada quadrante. Depois de 8 semanas foram instaladas molas de Sentalloy aplicando uma força de 2N em dois implantes. Observaram a presença de zonas de tensão e pressão no osso quando submetido à carga. Os autores concluíram que o aumento da atividade de remodelação parece ser uma resposta biológica do osso ao redor dos implantes que receberam carga de 1 a 2N.

Freudenthaler et al. (2001) afirmaram que a utilização de mini-implantes é uma nova modalidade de ancoragem que permite um bom controle na movimentação do dente, com resultados positivos independentes da colaboração do paciente, e com uma mecânica simples e segura. Em seu estudo clínico descreveram a utilização de um mini-implante colocado horizontalmente na parede vestibular do osso alveolar para a realização da mecânica de protração dos dentes posteriores na situação de ancoragem do grupo C. Os autores concluíram que a colocação dos mini-implantes com inserção bicortical permite aos ortodontistas uma expansão de possibilidades significantes no tratamento ortodôntico, utilizando-se de mecânica mais simples e com um melhor controle da ancoragem. Além disso, o

sistema de força para movimentação ortodôntica é translatório. E, a ancoragem bicortical dos parafusos parece ser essencial.

Melsen & Lang (2001) relataram que tanto estudos clínicos como estudos laboratoriais têm demonstrado que os implantes osseointegrados são capazes de prover ancoragem suficiente e estável durante todo o período da terapia ortodôntica. Utilizaram, neste estudo, implantes endósseos com 2,2 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento, em mandíbulas de macacos. Foram instalados dois implantes na região posterior do lado esquerdo, onde após três meses de cicatrização, receberam carga por um período de 11 semanas, sendo que um grupo não recebeu carga. A densidade do osso alveolar ao redor do implante que recebeu carga foi maior comparada ao que não recebeu. Sendo assim, os autores concluíram que a utilização preferencialmente de carga nos implantes dentários beneficia a manutenção do processo alveolar, e que os implantes osseointegrados podem prover uma estabilidade na ancoragem para os tratamentos ortodônticos.

Favero et al. (2002) relataram, em sua revisão da literatura, sobre o uso de implantes como ancoragem ortodôntica, que os implantes são uma excelente alternativa para a ancoragem no tratamento ortodôntico tradicional. Sua utilização vem crescendo nos casos em que a colaboração do paciente não é muito boa ou quando a utilização do extra-oral é impraticável.

Deguchi et al. (2003) relataram que o controle da ancoragem é fundamental para o sucesso do tratamento ortodôntico, sendo os mini-implantes uma unidade de ancoragem óssea que não dependem da colaboração do paciente. Segundo os autores, uma grande vantagem na utilização dos mini-implantes é a maior possibilidade de locais para a sua instalação. Apresentaram como proposta deste estudo analisar, histomorfometricamente o suporte ósseo dos parafusos de

titânio e determinar a diretriz clínica pelo período de cicatrização e a carga ortodôntica. Embora o período de experimento tenha sido curto, verificou-se o aumento da formação de osso durante um período de 3 semanas, indicando intensa formação e remodelação do osso. Os autores concluíram que os mini-implantes são capazes de resistir às forças ortodônticas apesar da intensa reação de cicatrização mantida ao redor do osso.

Liou et al. (2004) relataram que os implantes endósseos e os *onplants* têm sido utilizados com sucesso como ancoragem direta ou indireta em diferentes propostas clínicas. Entretanto, suas aplicações ainda encontram-se limitadas a espaços edêntulos e região retromolar, como também, necessitam abrangente trabalho clínico e laboratorial, dificuldade de remoção após o tratamento e alto custo. Os mini-implantes e mini-placas estão sendo utilizados como uma alternativa mais simples em relação aos implantes endósseos e *onplants*. Apresentam algumas vantagens como tamanho reduzido, maior área de instalação e indicação, procedimento cirúrgico mais simples, maior facilidade de trabalho ortodôntico, período de tratamento relativamente menor, não necessita de tratamento laboratorial, além da maior facilidade de remoção após o tratamento e baixo custo.

Park et al. (2004) afirmaram que os mini-implantes têm sido o foco da atenção dos ortodontistas quando a ancoragem ortodôntica é necessária, pois permitem uma ancoragem absoluta. Utilizaram no caso clínico apresentado para correção de mordida aberta, mini-implantes com 8,0 mm de comprimento por 1,2 mm de diâmetro na maxila e 6,0 mm de comprimento por 1,2 mm de diâmetro na mandíbula. Após 23 meses de tratamento os dentes estavam alinhados e a face harmônica. Utilizando-se de mini-implantes eles promoveram a retração dos dentes anteriores simultaneamente com a intrusão dos dentes posteriores, prevenção da

inclinação para mesial durante o fechamento do espaço. Os mini-implantes promoveram boa ancoragem no controle da mordida aberta.

Maino et al. (2005) afirmaram que os mini parafusos devem ser incorporados ao plano de tratamento quando há dificuldade em se conseguir o resultado desejado com a ancoragem tradicional. Sendo assim, são utilizados em tratamento de adultos que apresentam comprometimento periodontal ou região parcialmente edêntula.

Park et al. (2005) realizaram um estudo com o objetivo de quantificar o efeito do tratamento dos mini-implantes na distalização de molares superiores e inferiores. Os resultados mostraram taxa de sucesso de 90% (27 dos 30 mini-implantes). Foram recolocados outros três mini-implantes, na região próxima aos que foram perdidos. Considerando a recolocação, a taxa de sucesso foi de 100%. O período de aplicação de força foi de 12,3 meses. A força utilizada para a distalização foi de aproximadamente 200g, no arco superior com mola fechada de Nitinol e no inferior com elástico. Os autores concluíram que mini-implantes colocados na região interradicular na maxila e, retromolar na mandíbula permitiram ancoragem absoluta no movimento de distalização em massa dos dentes posteriores.

Deguchi et al. (2006) apresentaram um estudo cujo objetivo foi analisar a diferença na espessura da cortical na maxila e mandíbula utilizando imagens 3D para determinar a localização ideal e angulação dos parafusos utilizados como ancoragem nos tratamentos ortodônticos. Foram obtidas imagens de 5 homens e 5 mulheres, com idade média de 22,3 anos que apresentavam classe I esquelética e maloclusões dentárias classe I e II. As imagens foram obtidas por meio de tomografia computadorizada (CT), os dados foram salvos como imagens digitais e, as imagens da maxila e mandíbula foram reconstruídas em 3D utilizando o V-works

program (versão 3.0, CyberMed, Seoul, Korea do Sul). Foram comparadas as diferenças de espessura da cortical entre diversas localizações (região anterior e posterior, vestibular e lingual, maxila e mandíbula), a diferença nas diferentes angulações dos mini-implantes (30° , 45° e 90°), a diferença na distância entre a cortical interna e a superfície radicular entre as regiões mesial e distal do primeiro molar e as diferenças da proximidade radicular entre o primeiro e segundo molares. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa entre idade, gênero, lado da espessura da cortical e espaço interradicular. A média da espessura da cortical da maxila foi de $1,8 \pm 0,6$ mm, $1,5 \pm 0,5$ mm, $1,3 \pm 0,5$ mm, na mesial e distal do primeiro molar e, distal do segundo molar, respectivamente. Na cortical lingual foi de $1,7 \pm 0,9$ mm, $1,7 \pm 0,7$ mm, $1,7 \pm 0,6$ mm, na mesial e distal do primeiro molar e, distal do segundo molar, respectivamente. Para a região de ápice foi de $1,6 \pm 0,6$ mm na mesial e $1,6 \pm 0,5$ mm na distal do primeiro molar. Já na mandíbula a média da espessura da cortical foi de $1,9 \pm 0,6$ mm, $2,0 \pm 0,6$ mm, $1,9 \pm 0,7$ mm, na mesial e distal do primeiro molar e, distal do segundo molar, respectivamente. Na região de ápice a média foi de $1,8 \pm 0,5$ mm na mesial e $1,8 \pm 0,5$ mm na distal do primeiro molar. Na região de pré-maxila foi de $1,4 \pm 0,5$ mm na região de ponto A e de $3,6 \pm 0,6$ mm na região de espinha nasal anterior. Como conclusão os autores apontaram, em relação à espessura da cortical, que a melhor região para instalação dos mini-implantes é a mesial e distal do primeiro molar. Quanto à angulação, a melhor é 30° em relação ao longo eixo do dente. Quando há distância intercortical e interradicular suficientes, a utilização de mini-implantes de 6,0 mm de comprimento e 1,3 mm de diâmetro é a mais segura. Como também, para os mini-implantes instalados por lingual na maxila, recomenda-se a região

mesial do primeiro molar com angulação de 30° e mini-implantes com 8,0 a 10,0 mm de comprimento.

Lim et al. (2008) relataram em seu estudo que a necessidade de uma ancoragem apropriada é um fator importante para se alcançar os objetivos do tratamento ortodôntico. Os implantes osseointegrados estão sendo utilizados com relativo sucesso para esta finalidade, entretanto, o custo, cirurgia extensa, tempo de espera para a osseointegração e limitação da área de inserção em função do tamanho, são fatores limitantes para o seu uso. Já os minimplantes apresentam mais vantagens em relação aos implantes, destacando a facilidade de inserção e remoção, bem como, maior área para sua inserção.

2.2 Planejamento na utilização de dispositivos de ancoragem esquelética

O planejamento inicial dos ortodontistas ao utilizar mini-implantes como ancoragem visa identificar a área ideal para o posicionamento dos minimplantes, do ponto de vista de como a movimentação será realizada. Sendo assim, alguns cuidados e considerações devem ser tomados como: precisa avaliação da área para instalação dos mesmos; sistema de forças a ser utilizado considerando o ponto de aplicação de força, o centro de resistência dos dentes e grupos de dentes envolvidos na movimentação; evitar a incorporação de momentos gerados ao redor do longo eixo promovendo giro o que poderia provocar à perda de mini-implante; o modo de aplicação de força a ser utilizado no mini-implante de forma direta ou indireta; utilização de radiografias periapicais para complementar a avaliação definitiva da região (Melo et al., 2006).

Friberg et al. (1995) tiveram como proposta de estudo, identificar a qualidade do osso em diferentes regiões da maxila e mandíbula após a colocação do implante nestas regiões. Para isso, utilizaram de 6 maxilas e 4 mandíbulas de humanos após suas mortes (3 mulheres e 4 homens, com uma média de idade de 73 anos). Foram colocados 31 implantes, sendo 13 na região de incisivos (9 na maxila e 4 na mandíbula), 5 na região de canino (2 na maxila e 3 na mandíbula), 13 na região de pré-molares (6 na maxila e 7 na mandíbula). Encontraram na mandíbula um osso denso com uma camada externa compacta grossa, no centro um extenso trabeculado. Já a maxila, apresentou um osso fino com uma camada externa compacta indistinta, no centro um fino osso trabeculado. A mandíbula apresentou mais tecido ósseo do que a maxila, como também, a região anterior em relação a posterior. Este estudo mostrou claramente a diferença morfológica do osso existente entre maxila e mandíbula, considerando a distribuição do osso compacto e trabeculado.

Umemori et al. (1999) descreveram dois casos clínicos utilizando mini placas (sistema de ancoragem Skeletal Anchorage System - SAS) instaladas bilateralmente na região dos segundos molares inferiores, em dois pacientes jovens japoneses, para proporcionar a intrusão dos segundo molares inferiores, rotação anti-horária do plano oclusal, uma mínima extrusão dos incisivos inferiores e fechamento da mordida aberta anterior. Os autores concluíram que a utilização das mini placas ofereceu algumas vantagens como: assegurada estabilidade da ancoragem rígida, moderada movimentação dentária, não há necessidade de uma preparação do local da implantação. Segundo os autores a utilização das mini placas é um procedimento biomecânico efetivo na correção da mordida aberta esquelética, sem efeitos colaterais desfavoráveis.

Freudenthaler et al. (2001), em seu estudo clínico sugerem a avaliação de alguns fatores, como: viabilidade da superfície do osso, quantidade de espaço entre os dentes, condições da gengiva inserida e mucosa, posição do forame mentoniano, para a determinação da posição do mini-implante. Para seu estudo selecionaram pacientes com idade média de 22,1 anos (quatro mulheres e quatro homens) com extração dos primeiros molares permanentes inferiores ou dos segundos molares decíduos inferiores com agenesia dos segundos pré-molares, para a realização de uma mecânica do grupo C de ancoragem. Utilizaram parafuso de ancoragem bicortical de 13,0 mm de comprimento por 2,0 mm de diâmetro, instalados, preferencialmente, entre as raízes dos dois pré-molares inferiores. Os autores concluíram que a colocação dos mini-implantes bicortical permite aos ortodontistas uma expansão de possibilidades no tratamento ortodôntico, utilizando-se de mecânica mais simples e com um melhor controle da ancoragem. Além disso, o sistema de força para movimentação ortodôntica é translatório. E, a ancoragem bicortical dos parafusos parece ser essencial.

Favero et al. (2002) realizaram uma revisão da literatura dos maiores estudos publicados no período de 1970 a 2000, nos quais implantes foram utilizados como ancoragem ortodôntica. A relação entre o comprimento e o diâmetro dos implantes é inversamente proporcional, ou seja, o comprimento foi diminuído enquanto o diâmetro foi aumentando. Os implantes, em um primeiro momento, devem satisfazer a necessidade da estabilidade primária e, posteriormente, suportar as pressões e tensões que são submetidos. As forças ortodônticas aplicadas são forças horizontais que apresentam valores baixos (20g ou 40g) podendo em alguns momentos ter valores mais altos. A carga máxima que pode ser aplicada ao implante é proporcional ao diâmetro, comprimento e a qualidade do osso ou quantidade de

osseointegração. Para os implantes utilizados apenas com finalidade ortodôntica, o procedimento cirúrgico é mais simples, não há envolvimento estético e pode ser aplicada carga imediatamente após a instalação. Para os mini-implantes, onde não há osseointegração e não há necessidade de espera para aplicação de carga, a estabilidade primária do parafuso é utilizada. Os autores concluíram que estudos têm apresentado a redução gradativa do tamanho do implante; que a estabilidade primária tornou-se um fator fundamental; são mínimas as forças ortodônticas aplicadas; utilização de sistemas de implantes com baixa osseointegração; redução do trauma cirúrgico; maior preservação das estruturas anatômicas; resultados satisfatórios estão sendo registrados; necessidade de padronização do sistema a fim de oferecer maior facilidade para o operador na intervenção, planejamento biomecânico e terapêutico e sob o ponto de vista legal; consideração do aspecto psicológico do paciente e do relacionamento dentista-paciente.

Maino et al. (2003) afirmaram que os mini parafusos podem ser usados como ancoragem em diferentes tipos de mecânicas ortodônticas, especialmente, nos casos em que há ausência de dentes ou dificuldade de cooperação do paciente ou onde há necessidade de uma ancoragem máxima durante o tratamento. O local escolhido para a colocação do mini parafuso deve ter profundidade de osso suficiente para acomodar o parafuso que pode ter 7,0 mm, 9,0 mm ou 11,0 mm de comprimento, bem como, uma largura de 2,5 a 3,0 mm para proteção das raízes adjacentes e estruturas anatômicas como seio maxilar ou nervo alveolar inferior. As áreas típicas para a colocação dos mini parafusos incluem tuberosidade da maxila, região retromolar, regiões edêntulas, septo inter-radicular e palato. Os mini-implantes podem ser colocados em áreas de qualidade de osso pobre, recebendo carga imediata para promover a estabilidade mecânica. Após a colocação dos mini-

implantes, a área de higienização limita-se à cabeça do parafuso, podendo ser indicado bochecho com clorexidina a 0,12%. Depois disso, segue-se com os cuidados normais de higienização.

Park et al. (2003) relataram que os mini-implantes apresentam algumas vantagens como o seu desenho simples que permite conforto ao paciente; efeitos colaterais como extrusão de dentes adjacentes são minimizados e os resultados mais confiáveis. A sua implantação é relativamente simples conseguindo-se ter um controle da direção e quantidade de força. Podem ser utilizados como ancoragem para vários movimentos dentários, como exemplo, intrusão de dentes anteriores e posteriores, retração de dentes anteriores ou de todos os dentes, protração dos dentes posteriores e verticalização de molar. No presente estudo apresentaram dois casos clínicos nos quais utilizaram os mini-implantes para intrusão de molares superiores extruídos com um grande sucesso no controle e direção da força.

Cheng et al. (2004) afirmaram que os mini-implantes possuem um tamanho pequeno o suficiente para facilitar a sua colocação no processo alveolar em áreas interdentais. Ainda, apresentam como vantagens baixo custo, facilidade de instalação e alta versatilidade. Utilizaram em seu estudo 140 mini-implantes e 48 mini placas em 44 pacientes (6 homens e 38 mulheres). Os mini-implantes tinham 2 mm de diâmetro e de 5 a 15 mm de comprimento, as mini placas eram na forma em L e os parafusos utilizados para a sua fixação eram de 5 ou 7 mm de comprimento. O início do tratamento foi de 2 a 4 semanas após a cirurgia e a força aplicada foi estimada em 100 a 200g. Dois terços dos mini-implantes foram utilizados para intrusão e verticalização de molares o restante foi para retração dos dentes anteriores e protração dos dentes posteriores. Observaram um sucesso de 89% (125/140) na utilização dos mini-implantes como ancoragem ortodôntica que

estavam dentro dos critérios estabelecidos como suporte das forças ortodônticas, ausência de mobilidade e ausência de inflamação. Dois terços das falhas aconteceram antes da aplicação de carga ou dentro de um mês após o início da aplicação de força. De maneira que apontaram como prováveis motivos na ocorrência de perda dos mini-implantes a inflamação peri-implantar, mobilidade ou esfoliação completa. A inflamação peri-implantar estaria associada a bactérias, ausência de mucosa queratinizada ao redor do implante e a região posterior da mandíbula por ser uma região que apresenta pouca mucosa ceratinizada. Já a mobilidade dos mini-implantes aconteceu associada à inflamação peri-implantar, um período antes e durante a aplicação de carga. Sendo assim, o presente estudo confirma a confiabilidade dos mini-implantes e mini placas na ancoragem ortodôntica. A avaliação do plano de tratamento ou modificações na técnica de colocação dos mini-implantes pode ajudar no índice de sucesso.

Park et al. (2004) relataram algumas vantagens na utilização dos mini-implantes no tratamento ortodôntico como: o tamanho pequeno que permite ser colocado no osso alveolar; fácil colocação e remoção; baixo custo; procedimento cirúrgico pouco invasivo. No presente estudo instalaram os mini-implantes entre as raízes dos segundos pré-molares e primeiros molares, com um ângulo de 30° a 40° em relação ao longo eixo do dente, não perpendicular a superfície do osso, que permitiram na região superior realizar a retração dos dentes anteriores, simultaneamente a intrusão dos dentes posteriores, já nos inferiores o fechamento do espaço e manutenção da inclinação dos molares. Sendo assim, obtiveram a finalização do caso em classe I e correção da mordida aberta.

Maino et al. (2005) relataram a importância da estabilidade na unidade de ancoragem para sustentar as forças aplicadas na movimentação dentária, pois, uma

reação da força indesejada pode ter um efeito negativo no resultado do tratamento ortodôntico. Muitos sistemas de ancoragem tradicional dependem da colaboração do paciente e, conseqüentemente, um índice de sucesso imprevisível. Segundo os autores a ancoragem esquelética é uma solução para alcançar movimentos verticais e sagitais sem colaboração do paciente e sem comprometimento no resultado final do tratamento ortodôntico. A utilização de mini-implantes como unidade de ancoragem apresenta alguns benefícios como: aceitação pelo paciente, possibilidade de aplicação de força imediatamente após a sua instalação, e a adaptação da ancoragem precisa do ortodontista. O local para a colocação do mini-implante depende de uma avaliação clínica observando-se a quantidade de osso, se o local permite o controle da movimentação desejada do dente e proteção das estruturas anatômicas. Alguns locais de escolha incluem a tuberosidade da maxila, região retromolar, áreas edêntulas, região interdental, abóboda palatina e processo alveolar.

Segundo Herman & Cope (2005), a ancoragem com mini-implantes pode ser utilizada para tratamento de mordida profunda anterior, casos com perda dentária, casos com dentição comprometida, intrusão de dentes extruídos, inclinação de molar, pacientes com tendência de crescimento vertical, no controle da tendência de mordida aberta, nos casos de retração com máxima ancoragem. Podem ser colocados em regiões edêntulas, palato, região retromolar, na superfície vestibular do osso alveolar entre as raízes dos dentes, espinha nasal anterior, sínfise mandibular e ramo ascendente da mandíbula.

Kim et al. (2006) apresentaram um estudo no qual a proposta foi avaliar as áreas dos espaços interdentais por vestibular dos dentes posteriores e áreas da sutura palatina de cadáveres de adultos Koreanos, com o objetivo de padronizar

referências de locais de instalação dos miniparafusos de ancoragem ortodôntica. Utilizaram para esta finalidade, 23 maxilas seccionadas de 23 cadáveres (16 homens e 7 mulheres com média de idade de 49,5 anos), que apresentavam todos os pré-molares e molares intactos, como também, o plano oclusal superior. Foram medidas, a espessura da cortical óssea vestibular e do tecido ósseo trabeculado, e, área da sutura palatina onde os mini-implantes são mais comumente instalados. Para isso, foram traçadas cinco linhas paralelas a partir de dois pontos, um por vestibular e outro por palatino, com espaço de 2 mm entre si, tendo como ponto de referência uma linha traçada na junção amelo-cementário. O grupo 1 constituiu a área interdental entre o primeiro e segundo pré-molares, o grupo 2 a área interdental entre o segundo pré-molar e o primeiro molar, e o grupo 3 a área interdental entre o primeiro e segundo molares. Os autores relataram que a estabilidade dos mini-implantes dependeu da qualidade e quantidade do osso cortical. Apresentaram como conclusão, os tecidos moles por vestibular são mais densos na região próxima a junção amelo-cementário para todos os grupos, e, por palatino a espessura aumenta gradativamente do limite amelo-cementário para apical. Já em relação à cortical óssea, por vestibular a parte mais densa encontrou-se mais distante da junção amelo-cementário e mais fina na região do meio para os grupos 1 e 2, já para o grupo 3 a parte mais densa foi 4 mm da junção amelo-cementário. Por palatino, encontrou-se uma cortical mais compacta a 6 mm da junção amelo-cementário nos grupos 1 e 3, e de 2 mm no mesmo sentido para o grupo 2. Na sutura palatina, a mucosa palatina foi mais densa 4,0 mm da papila incisiva e 1,0 mm posterior a este ponto permaneceu uniformemente compacta.

Moon et al. (2008) apresentaram como proposta do seu estudo, determinar o índice de sucesso dos mini-implantes ortodônticos e quais fatores

estariam relacionados a este sucesso. Foram instalados 480 mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento (Dual-Top Anchor system), em 209 pacientes (78 homens e 131 mulheres), na região posterior por vestibular na maxila e mandíbula. Todos foram instalados na gengiva próxima a junção mucogengival com uma angulação de 70° a 80° em relação ao longo eixo do dente. Forças ortodônticas com magnitude máxima de 200g foram aplicadas nos mini-implantes de 2 a 3 semanas depois da instalação utilizando elásticos em corrente ou molas fechadas de níquel-titânio. Foram avaliados o índice de sucesso de acordo com a idade, gênero, maxilares (maxila ou mandíbula), lado e local de colocação, e manejo dos tecidos moles. Os mini-implantes apresentaram um índice de sucesso de 83,8%, sendo que 90% das falhas ocorreram nos primeiros quatro meses, mais freqüentemente nos primeiros dois meses após a instalação. Os mini-implantes ortodônticos foram considerados estáveis num período superior a quatro meses. Não apresentaram relação com o índice de sucesso dos mini-implantes a idade, gênero, os maxilares, lado de instalação e tecidos moles. Já o local de instalação apresentou relação com o índice de sucesso, podendo ser considerado como um importante fator que garante os resultados dos mini-implantes, principalmente na mandíbula de pacientes adultos.

2.3 Estabilidade primária e secundária

Deve-se ter um cuidado especial com as cirurgias para instalação dos mini-implantes e no momento de aplicação de força, pois deformações ou fraturas dos mini-implantes acontecem, mais comumente, durante a inserção e remoção destes (Pithon et al., 2008).

Roberts et al. (1984) investigaram, em seu estudo, o potencial de ancoragem que os parafusos pequenos de titânio de 3,2 x 8,0 mm oferecem clinicamente. Para isso, utilizaram 14 coelhos Nova Zelândia, onde implantaram dois implantes, distantes 1cm um do outro, em cada fêmur, e, para força, utilizaram molas de aço de 3,0 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento onde em um fêmur aplicaram uma força de 100g e no outro fêmur não aplicaram força, em diferentes etapas da pesquisa. Os resultados da pesquisa indicaram sete fatores contribuintes para a fixação óssea: a) manutenção da vitalidade do osso ao redor da ferida cirúrgica feita para receber o implante; b) preservação da capacidade osteogênica subperiostal; c) implante bem estabilizado dentro do osso; d) excelente adaptação da margem óssea do perióstio com o implante, restringindo o acesso da camada de fibras do perióstio; e) evitar exposição de radiação desnecessária; f) falta de carga imediata para evitar a propagação de fendas podendo enfraquecer o osso adjacente antes de ocorrer a compressão fisiológica; g) um período de cicatrização sem carga permite uma maturação suficiente, aderência do osso lamelar diretamente na superfície do implante.

Wehrbein et al. (1997) apresentaram um estudo cuja a proposta foi avaliar a capacidade de ancoragem de implante endósseos instalados no processo alveolar posterior da maxila e sutura palatina após um curto período de cicatrização. Utilizaram em seu estudo, implantes Bonelit® (Institute Straumann, Waldenburg, Switzerland) com 6,0 mm de comprimento e 4,0 mm de diâmetro. Foram extraídos os 1^{os}, 2^{os} e 3^{os} pré-molares superiores de cães, esperado o período de cicatrização, para depois serem instalados os implantes. Esperou-se também o período de cicatrização dos implantes para que fosse colocada molas Sentalloy com carga de 2N. Os autores afirmaram que a osseointegração é pequena nos parafusos de

implantes de titânio inseridos no osso alveolar na região posterior da mandíbula. Foi observado que a estabilidade entre osso e implante foi mantida, tanto para o osso palatino quanto para o osso alveolar durante o período de aplicação de força. Foi encontrada moderada aposição óssea nas áreas anteriores (zona de pressão) dos implantes palatinos.

Meredith (1998) relatou que a estabilidade primária de implantes dentários é estabelecida em função da quantidade e qualidade do osso local; do tipo, altura e diâmetro do implante e da técnica de inserção utilizada. Dois fatores influenciam a estabilidade primária na colocação do implante. O primeiro é a quantidade de contato entre o osso e o implante, onde o osso cortical denso é maior que o osso cortical trabeculado. O segundo é o *stress* de compressão na interface tecido/implante. A estabilidade secundária ocorre em função da regeneração e remodelação do osso na interface tecido / implante. Os implantes formam uma união com o osso, este processo é chamado de osseointegração. O sucesso dos implantes é de 90%, contudo pode ser reduzido quando colocado em regiões de osso pobre, ou, em áreas onde há comprometimento do tecido, como exemplo, região que sofreu radioterapia.

Melsen & Costa (2000), em seu estudo, propuseram verificar a qualidade do osso ao redor de parafusos que receberam carga imediata após a sua colocação. Utilizaram parafusos de 2,0 x 8,0 mm, que receberam duas magnitudes de força (25 e 50g), foram instalados dois na sínfise da mandíbula e dois na área da crista infrazigomática de quatro macacos machos *macaca fasciulares*. Verificaram, através de um estudo histológico, a influência do tipo de osso e a localização do parafuso na sua estabilidade. Entretanto, a osseointegração aconteceu numa variação de 10 a 58%, sendo que independe do tipo de osso e da quantidade de

força aplicada. Mas a presença de micro-movimentos induziu a formação de fibras encapsuladas ao redor do parafuso e por meio desse estudo histológico, os autores relataram que o tipo de osso e o local de instalação interferem na estabilidade do parafuso. Concluíram que a movimentação dos dentes utilizando uma ancoragem intrabucal esquelética com parafusos com carga imediata, não pode ser realizada com ancoragem convencional.

Deguchi et al. (2003) avaliaram histologicamente o suporte ósseo dos mini-implantes e determinou clinicamente o momento de cicatrização para receber a carga ortodôntica. Utilizaram 96 mini parafusos de titânio (5.0 mm x 1.0 mm), na maxila e mandíbula de cães. Os mini parafusos foram divididos em três grupos (três, seis e doze semanas) com oito implantes por grupo. Foram aplicadas forças de 200 e 300g. Durante o período inicial de cicatrização, 3 dos 96 mini parafusos apresentaram falhas, resultando no total um sucesso de 97%. Já no período que receberam carga, não houve perda, o que pode ser afirmado um sucesso de 100%, e, que as cargas ortodônticas não ameaçaram a integridade óssea. A razão da falha dos três mini parafusos não ficou bem clara, mas poderia estar associada com problemas cirúrgicos ou pela proximidade com as raízes dos dentes.

Miyawaki et al. (2003) avaliaram o índice de sucesso de três tipos parafusos de titânio e miniplacas, e, analisaram os fatores associados a estabilidade dos parafusos de titânio colocados no osso alveolar por vestibular na região posterior como ancoragem ortodôntica. Participaram deste estudo 51 pacientes (9 homens e 42 mulheres, com média de idade de 21,8 anos). Foram utilizados três tipos de parafusos com diferentes diâmetros e alturas: Tipo A: 1,0 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento (10 parafusos); Tipo B: 1,5 mm de diâmetro e 11,0 mm de comprimento (101 parafusos); Tipo C: 2,0 mm de diâmetro e 14,0 mm de

comprimento (23 parafusos) e as 17 miniplacas com dois parafusos. Os parafusos foram colocados no osso alveolar por vestibular, em gengiva, na região de segundo pré-molar e segundo molar na maxila e mandíbula. Já as miniplacas foram instaladas no processo zigomático da maxila ou na mucosa no osso alveolar por vestibular na mandíbula. No período de um ano foram avaliadas as características clínicas e o progresso do tratamento. O índice de sucesso dos parafusos Tipo A com 1,0 mm de diâmetro (0,00%) foi significativamente menor que os parafusos do Tipo B com 1,5 mm (83,0%), do Tipo C com 2,3 mm (85,00%) e as miniplacas (96,4%). Segundo os autores fatores como: o diâmetro do implante, inflamação do tecido peri-implante e o ângulo do plano mandibular estão associados com a estabilidade dos parafusos de titânio. Ainda, acreditam que a prevenção da inflamação é importante para a prevenção da mobilidade do implante. Os resultados sugerem que pode ser aplicada uma força menor que 2N como aplicação de carga imediata, muito embora, afirmam que o número de dias esperados para aplicação de força nos parafusos, não estão associados com a estabilidade. O comprimento não interferiu na estabilidade, sendo que os parafusos utilizados foram maiores que 5,0 mm. Já o diâmetro apresentou resultado significativo relacionado à estabilidade. O osso cortical vestibular é menos espesso na maxila do que na mandíbula, de forma que, o índice de sucesso é levemente maior na mandíbula. Estes resultados sugerem que os parafusos de 1,5 mm de diâmetro são suficientes para serem instalados na maxila permitindo a estabilidade, e na mandíbula, a cortical óssea existente contribui para a estabilidade. Foram considerados fatores que favorecem a falha dos parafusos colocados no osso alveolar vestibular da região posterior, o diâmetro menor ou de 1,0 mm, inflamação na região peri-implantar, ângulo do plano mandibular elevado, fina cortical óssea vestibular.

Park et al. (2003) afirmaram, em seu estudo clínico, que a inflamação gengival ao redor do parafuso é, freqüentemente, um fator contribuinte para falhas do mini-implante. Pode-se, ocasionalmente, prevenir estas falhas utilizando-se mini-implantes com diâmetro de 2 mm ou mais, como também checar o limite da junção mucogengival e inserir o mini-implante, sempre que possível, em gengiva. Isto facilitaria a higienização da área pelo paciente, bem como evitaria o recobrimento da cabeça do parafuso pela mucosa. Áreas que apresentam cortical densa e espessa permitem uma melhor estabilidade do mini-implante, na maxila pode ser encontrada na sutura médio-palatina e na mandíbula na região retromolar.

Maino et al. (2005) em seu estudo, descreveram características, procedimento cirúrgico e o uso clínico do mini parafusos Spider® (HDC Company, Sarcedo, Italy). Apresentaram como características, *slot* retangular interno e externo de 0,021 x 0,025" e *slot* vertical interno de 0,025", possuem dois tipos de diâmetro um de 1,5 mm que possui 6,0; 8,0 ou 10,0 mm de comprimento e outro de 2,0 mm que possui 7,0; 9,0 ou 11,0 mm de comprimento. Podem receber carga imediata que varia de 50 a 300g e podem ser utilizados nos casos de extração que necessitam de ancoragem absoluta, em situações que apresentam perdas dentárias ou dentes mutilados e na falta de colaboração. Em relação a sua instalação, os mini parafusos são inseridos no local a uma velocidade de 20 a 30 rpm evitando-se uma força excessiva de 40N.cm² que poderia causar a fratura deste. Os resultados deste estudo mostram que existem três fatores críticos que seriam: o diâmetro, inflamação do tecido peri-implantar, e qualidade do osso. Os autores sugerem a utilização de um parafuso mais longo com um diâmetro maior, e, aplicação de forças leves quanto a presença de osso de pobre. Para minimizar a inflamação peri-implantar deve-se inserir o parafuso em gengiva queratinizada de modo a aumentar a resistência

natural do tecido e facilitar a higienização pelo paciente. E a escolha do comprimento e diâmetro do parafuso deve ser compatível com a espessura do tecido ósseo da área onde será inserido.

Motoyoshi et al. (2006) pretenderam, em seu estudo, investigar a relação entre o índice de sucesso e o torque de inserção dos parafusos no osso alveolar vestibular, na região posterior. Utilizaram 124 mini-implantes em 41 pacientes (4 homens e 47 mulheres), com média de idade de 24,9 anos. Os mini-implantes tinham 1,6 mm de diâmetro com 8,0 mm de comprimento (ISA orthodontic implants, Biodent Co. Ltd, Tokyo, Japan). Para a mensuração do pico do torque foi utilizado uma chave de torque (N₂DPSK, Nakamura MFG Co. Ltd, Tokyo, Japão). Foi aplicada uma força de 2N imediatamente após a instalação do mini-implante. O sucesso e as falhas dos mini-implantes foram avaliados com 6 meses ou mais. Os mini-implantes perdidos antes dos 6 meses, foram tidos como falha. Todos os mini-implantes foram utilizados como ancoragem para retração dos dentes anteriores com extração de pré-molares. O índice de sucesso dos mini-implantes foi de 85,5%. O torque de inserção entre 5N.cm e 10N.cm, teve um índice de sucesso significativamente mais alto do que os torques de 5N.cm ou menos que 10N.cm ou mais tanto para a maxila, como no total (maxila e mandíbula). As falhas foram de 11,71% quando o torque de inserção foi de 5N.cm ou menos e de 10N.cm ou mais. Não houve diferença estatística para o índice de sucesso dos parafusos entre a localização dos mini-implantes (maxila, mandíbula, direita e esquerda). A idade e o gênero não mostraram influência entre o sucesso e as falhas para cada grupo. Neste estudo a medição do torque de inserção foi utilizada para melhorar o índice de sucesso dos mini-implantes. De acordo com a localização dos mini-implantes o torque de inserção variou entre 7,2N.cm e 13,5N.cm, dentro do total foi uma média de 9N.cm.

Na maxila foi de 8,3N.cm e na mandíbula de 10N.cm, não havendo diferença estatística significativa. O torque de inserção ideal ficou dentro da variação entre 5 e 10N.cm quando utilizados mini-implantes com 1,6 mm de diâmetro.

Souza (2006) teve como objetivo em seu estudo avaliar a estabilidade de mini-implantes utilizados como ancoragem ortodôntica submetidos à carga ortodôntica imediata. Utilizaram 40 mini-implantes de titânio grau V (Neodent[®], Curitiba, Brasil) de 1,6 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, divididos em 20 pares que foram instalados dois em cada lado (esquerdo e direito) da mandíbula de 10 cães machos, adultos jovens, sem raça definida. Imediatamente após a inserção, molas de níquel titânio, que possuem a manutenção da força em 100g, foram amarradas aos mini-implantes. Tomadas radiográficas foram realizadas imediatamente após a instalação e após 30 e 60 dias, para a medição da inclinação axial do mini-implante, como também, a avaliação da mobilidade clínica semanalmente. E, foram registrados os torques de inserção e remoção máximos. Após o sacrifício dos animais, blocos ósseos foram obtidos para medição da cortical óssea no local da inserção e verificação da ancoragem monocortical. Todos os mini-implantes apresentaram estabilidade primária e em todos foi obtida ancoragem monocortical. Obtiveram um índice de sucesso de 72,5%, ocorrendo a perda de 11 mini-implantes (4 perdidos no 26^o dia, 2 no 30^o dia, 4 no 45^o e 1 no 54^o dia). A média de torque máximo de inserção encontrado foi de 26,02N.cm e a média de torque de remoção foi de -6,47N.cm nos cães. A utilização de carga imediata nos mini-implantes promove uma movimentação destes inclinando-os no sentido da força aplicada, e, os mini-implantes com mobilidade apresentam uma inclinação maior do que os sem mobilidade.

Wilmes et al. (2006) em seu estudo avaliaram o torque de inserção e remoção do mini parafuso no osso. Utilizaram cinco tipos de mini-implantes, com tamanhos de 2,0 x 10,0 mm, 1,6 x 10,0 mm, 1,6 x 8,0 mm, 1,6 x 8,0 mm e 1,6 x 10,0 mm. Os três primeiros são do tipo Dual Top Screw (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) e os dois últimos do tipo Tomas[®]-pin (Dentaurum, Ispringen, Germany). Para a instalação utilizaram 36 segmentos de osso, do tamanho 5,0 x 5,0cm da crista ilíaca de porcos, que foram embebidos em resina. Foi utilizada uma broca para perfuração inicial e os mini-implantes foram inseridos com uma chave de mão. Após a inserção manual utilizaram uma máquina de onde extraíram os dados, que foram registrados no computador. Obtiveram como resultado um torque máximo de inserção de 4,5N para 413,5 N.cm. A fratura do mini-implante ocorreu com torques de inserção de: 234,3; 257,7; 278,9; 315,6; 318,2; 337,2; 354,7; 387,6; 413,5 N.cm com parafuso de 2,0 x 10,0 mm, todas próximas à cabeça do parafuso. Para alcançar um alto torque de inserção com as mãos e prevenir a fratura do mini parafuso deve-se determinar uma combinação ideal entre o preparo prévio da abertura (1,3 mm) e profundidade (3,0 mm) com a região de inserção e a qualidade do osso. A estabilidade imediata do mini-implante depois da inserção é chamada de estabilidade primária. A osseointegração que pode ser observada após a fase de cicatrização ou no final do período de uso do mini-implante, obtém-se a estabilidade secundária. A qualidade do osso, o desenho e o tamanho dos mini-implantes, e a preparação dos sítios para a colocação destes apresentam um grande impacto na estabilidade primária. Há alguns fatores, que se deve levar em consideração, pois podem influenciar na estabilidade primária, são eles: idade do paciente, hábitos de fumar, higiene oral, situação do tecido duro, e magnitude do torque e da força aplicada. Os autores concluem que este estudo *in vitro* documenta a influência de

três fatores na estabilidade primária dos mini-implantes ortodônticos, seriam: cortical óssea, desenho do mini-implante e forma de inserção.

Yano et al. (2006) apresentaram como proposta de seu estudo investigar a estabilidade inicial, e comparação entre si, de dois tipos de mini-implantes (Tipo T e Tipo S) depois de sua colocação, necessidade do período de cicatrização e propriedades da carga imediata. Para isto utilizaram doze ratos machos Wistar com idade de 20 semanas e peso em torno 500g. Vinte mini-implantes Tipo S com diâmetro de 1,2 mm e 4,0 mm de comprimento e vinte mini-implantes Tipo T com 1,4 mm de diâmetro e 4,0 mm de comprimento que foram instalados na tíbia dos ratos em que foi aplicada uma força de tração utilizando molas de Nitinol. Os animais foram divididos em dois grupos (Tipo T e Tipo S) e cada grupo foi subdividido em dois subgrupos (carga imediata num período de 2 semanas e carga após período de cicatrização de 6 semanas), para cada subgrupo tinha um grupo controle que não recebeu aplicação de carga durante o período do experimento. Os autores encontraram que os mini-implantes podem ser utilizados para ancoragem ortodôntica mesmo existindo um período suficiente de cicatrização suportam carga após sua colocação, havendo ou não uma ótima osseointegração. E, sugerem que os mini-implantes toleram carga imediata e podem alcançar uma ancoragem estável com um grande índice de sucesso.

Motoyoshi et al. (2007) investigaram a relação entre a espessura da cortical e o índice de sucesso dos mini-implantes instalados no osso alveolar por vestibular na região posterior da mandíbula e maxila. Utilizaram 32 pacientes que estavam em tratamento ortodôntico no Hospital Dentário da Universidade de Nihon. Foram instalados 87 mini-implantes com 1,6 mm de diâmetro e 8,0 mm de comprimento (ISA system orthodontic implants, Biodente, Tokyo, Japão) em 11

homens e 28 mulheres. Apresentaram um índice de sucesso de 87,4%, não havendo diferença estatisticamente significativa entre o índice de sucesso e o local de instalação e gênero. Para o torque de inserção dividiram em três grupos, menor que 8N.cm, entre 8 a 10N.cm e maior que 10N.cm, sendo um índice de sucesso maior no grupo com torque entre 8 a 10N.cm, reafirmando que o torque de inserção não deve ultrapassar 10N.cm. A espessura da cortical óssea e o torque de inserção foi significativa maior na mandíbula do que na maxila. Apresentaram como conclusão que não ocorreu relação entre a estabilidade do mini-implante com a largura e altura do osso em contato com corpo do mini-implante. Contudo, os mini-implantes devem ser instalados em áreas com espessura de cortical óssea maior que 1,0 mm, e que o torque de inserção adequado seria entre 8 a 10N.cm. Tomografias computadorizadas permitem o exame da região dentoalveolar o que facilitaria o local de instalação e melhoraria o índice de sucesso.

Song et al. (2007) apresentaram como proposta de estudo avaliar os efeitos da espessura da cortical óssea em relação ao torque de inserção e remoção máximos em diferentes tipos de mini-implantes autoperfurantes e determinar se o torque depende do desenho do parafuso. Para isto utilizaram três tipos de mini-implantes autoperfurantes de três diferentes marcas, de mesma composição de titânio, com características de estruturas similares como comprimento e diâmetro. Blocos de osso artificial (Sawbones; Pacific Research Laboratories Inc, Vash-on Island, WA, USA) com 110,0 mm de comprimento por 10,0 mm de largura e 10,0 mm de altura, e, placa de resina epóxi com fibras de vidro de 1; 1,5 e 2,0 mm que representa a cortical foram utilizados como base para a inserção dos mini-implantes que foram instalados com uma chave de teste de torque com uma velocidade uniforme de 3rpm, perpendicular ao osso com uma força de 470g o suficiente para

perfurar a cortical. Os autores concluíram que o desenho do mini-implante aumenta o torque, especialmente os que apresentam forma cônica e diâmetro aumentado; a influência da espessura da cortical óssea em relação ao torque de inserção foi diferente dependendo do tipo de parafuso; o torque de inserção dos parafusos cônicos aumentou com o aumento da espessura da cortical óssea, há necessidade dos parafusos cônicos serem escolhidos com adaptação biomecânica no osso cortical denso.

Baek et al. (2008) apresentaram como proposta do seu trabalho avaliar o índice de sucesso e os fatores de risco associados com mini-implantes recolocados na região vestibular em gengiva depois de apresentarem falha inicial. Para isto foram inicialmente instalados 109 mini-implantes de forma cônica com 2 x 5 mm em 58 pacientes, com idade média de 12,5 a 42,7, na região de gengiva para permitir o máximo de ancoragem posterior durante a retração em massa dos dentes anteriores superiores. Foram reinstalados 34 mini-implantes que apresentaram falhas seguindo a seguinte avaliação mobilidade, perda do mini-implante antes de 8 meses ou antes de completar o tratamento. Estes foram reinstalados de duas formas: na mesma região depois de 4 a 6 semanas ou imediatamente no mesmo lado e em região adjacente. Os mini-implantes instalados apresentaram índice de sucesso de 75,2%, enquanto que os mini-implantes reinstalados apresentaram índice de sucesso de 66,7%. Foram analisados alguns fatores como gênero, idade, padrão esquelético craniofacial, local e lado de implantação, área de re-implantação. Não se encontrou diferença estatisticamente significativa entre o índice de sucesso e a idade, lado, local e padrão facial nos mini-implantes instalados, uma pequena diferença nos mini-implantes reinstalados comparando o gênero e padrão facial; bem como não houve

diferença estatisticamente significante entre o índice de sucesso e o local dos mini-implantes reinstalados.

Chaddad et al. (2008) apresentaram como proposta de seu estudo, avaliar e comparar a performance clínica de dois sistemas de mini-implantes com diferentes características na superfície quando submetidos a aplicação de carga ortodôntica contínua e imediata. Os mini-implantes utilizados foram o Dual-Top (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea) de titânio puro apresentados nos diâmetros de 1,4; 1,6 e 2,0 mm e nos comprimentos de 6,0, 8,0 e 10,0 mm que foram inseridos manualmente ou com a utilização do motor seguindo as recomendações; e, o C-implant (Implantium Inc, Seoul, Korea) também de titânio que apresenta característica distinta de jateamento e ataque ácido no tratamento da superfície. Apresentam-se com o diâmetro de 1,8 mm e com 8,5 mm; 9,5 mm e 10,5 mm de comprimento podendo ser inseridos manualmente. Foram utilizados um total de 15 mini-implantes de cada tipo, instalados em pacientes com idade entre 13 e 65 anos, seguindo um planejamento clínico e radiográfico. Os dados foram registrados nos períodos de 7, 14, 30, 60 e 150 dias depois da aplicação de carga. O torque de inserção foi de no mínimo 15N.cm, e aplicação de carga imediata foi feita através de molas de Nitinol ou por elástico em cadeia com uma magnitude de força inicial de 50 a 100g. Após o período de duas semanas aumentou-se a força para 250g. Os movimentos ortodônticos realizados incluem intrusão e verticalização de molares, retração dos dentes anteriores e protração dos dentes posteriores. Os mini-implantes Dual-Top e C-implant apresentaram um índice de sucesso de 82,5% e 93,5%, respectivamente. O maior número de falhas ocorreu na região posterior da maxila, entretanto a influência da topologia esquelética não apresentou significância estatística. Já a instalação dos mini-implantes em mucosa oral foi o dobro do que em

gengiva inserida, sendo os resultados estatisticamente insignificantes. Desta forma, a deficiência na higiene oral foi que melhor explicou a presença de inflamação peri-implantar e falha. Os autores concluíram que as características da superfície dos mini-implantes não parecem influenciar no desenvolvimento clínico do parafuso quando submetido a carga imediata; e, que os valores do torque de inserção registrados maiores que 15N.cm parecem ser uma variável crítica para o sucesso do mini-implante quando submetido a carga imediata.

Lim et al. (2008) relataram que parafusos ortodônticos estão sendo utilizados como ancoragem em tratamentos ortodônticos contemporâneos. Desta forma, existe a necessidade de aumentar a estabilidade dos mini-implantes de maneira a alcançar resultados positivos no tratamento. Sendo a mensuração do torque de inserção um dos métodos utilizados para prever a estabilidade inicial destes parafusos. Com o objetivo de examinar as influências das características morfológicas dos mini-implantes na sua estabilidade, os autores utilizaram um provador de torque potente que mantinha a velocidade rotacional constante e a força vertical para a medição seqüencial do torque do início ao fim da inserção. E em relação ao torque de inserção máximo, foram examinados os diferentes desenhos de mini-implantes, bem como, comprimento, diâmetro e forma. Sendo assim, utilizaram mini-implantes (Ti-6Al-4V) de dois tipos cilíndricos e cônicos. Eles foram inseridos perpendicularmente com uma rotação no sentido horário a uma velocidade de 3 rpm, com uma força vertical de inserção de 470g, em um bloco de osso artificial (Sawbones; Pacific Research Laboratories Inc, Wash) no qual foram unidas a placa de resina epóxi com fibras de vidro, representando a cortical, com espessuras de 1; 1,5 e 2,0 mm, totalizando um bloco nas dimensões de 110x10x10 mm. Foram registrados os torques de inserção máximos de acordo com o tamanho do parafuso

e com a espessura da cortical para os dois tipos de mini-implantes testados, apenas para os valores do torque de inserção máximo de acordo com o diâmetro externo foram utilizados os cilíndricos. Desta forma os autores apresentaram como conclusão do seu trabalho que o torque de inserção máximo aumenta com o aumento do comprimento dos mini-implantes, com o aumento do diâmetro externo, com o aumento da espessura da cortical; como também, o aumento do diâmetro dos mini-implantes pode reforçar eficientemente a estabilidade primária, entretanto, cuidados devem ser tomados quanto à proximidade da raiz no local de inserção.

Moon et al. (2008) apresentaram como proposta do seu estudo, determinar o índice de sucesso dos mini-implantes ortodônticos e quais fatores estariam relacionados a este sucesso. Foram instalados 480 mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento (Dual-Top Anchor system, Jeil Medical Company, Seoul, Korea), em 209 pacientes (78 homens e 131 mulheres), na região posterior por vestibular na maxila e mandíbula. Todos foram instalados na gengiva próxima a junção mucogengival com uma angulação de 70° a 80° em relação ao longo eixo do dente. Forças ortodônticas menores que 200g foram aplicadas nos mini-implantes de 2 a 3 semanas depois da instalação utilizando elásticos em corrente ou molas fechadas de níquel-titânio. Foram avaliados o índice de sucesso de acordo com a idade, sexo, maxilares (maxila ou mandíbula), lado e local de colocação, manejo dos tecidos moles. Os mini-implantes apresentaram um índice de sucesso de 83.8%, sendo que 90% das falhas ocorreram nos primeiros quatro meses, mais freqüentemente nos primeiros dois meses após a instalação. Os mini-implantes ortodônticos foram considerados estáveis num período superior a quatro meses. Não apresentaram relação com o índice de sucesso dos mini-implantes a idade, gênero, os maxilares, lado de instalação e tecidos moles. Já o local de

instalação apresentou relação com o índice de sucesso, podendo ser considerado como um importante fator que garante os resultados dos mini-implantes, principalmente na mandíbula de pacientes adultos.

Pithon et al. (2008) em seu estudo avaliaram o torque máximo de inserção de mini-implantes ortodônticos de diferentes marcas nacionais. Utilizaram um total de 75 mini-implantes ortodônticos de titânio (Ti6A14V) produzidos por cinco fabricantes diferentes, de maneira que os mini-implantes foram divididos em cinco grupos diferentes: M - Mondeal (1,5 mm x 7,0 mm); N - Neodoent (1,6 mm x 7,0 mm); S - Sin (1,6 mm x 6,0 mm); I - INP (1,5 mm x 6,0 mm); T - Titanium Fix (1,5 mm x 5,0 mm). Para a realização dos testes mecânicos, os mini-implantes foram inseridos em 8,0 mm de osso cortical denso do fêmur de suíno, onde foram instalados perpendicularmente ao bloco de osso utilizando um aparelho padrão para evitar movimentos laterais com o torquímetro digital utilizado para o registro dos dados. Foram registrados a média, os valores mínimos e máximos do torque de inserção dos cinco grupos analisados. Os valores médios do torque foram para o grupo M 50,52; N 49,6; S 99,15; I 55,18; T 54,48. Em quatro dos cinco grupos os resultados mostraram uma relação direta do torque de inserção máximo e o diâmetro dos mini-implantes. No quinto grupo (N) os autores relacionam o torque de fratura do mini-implante com a forma da cabeça do que com o diâmetro. A relação da forma da cabeça do mini-implante com a fratura deste também foi observada em outro grupo. Sendo assim, os autores concluíram que houve uma considerada variação do torque máximo de fratura, contudo, todos os grupos apresentam-se adequados para serem utilizados na clínica. E, que a forma dos mini-implantes parece ter mais influência na força de fratura do que o diâmetro.

Salmória et al. (2008) utilizaram 60 mini-implantes autorosqueáveis de titânio grau V (Ti-6Al-4V Neodent®, Curitiba, Brasil) medindo 1,6 mm de diâmetro e 6,0 mm de comprimento em 10 cães. Para avaliar o torque de inserção dos mini-implantes, comparar a força de arrancamento axial desses após a sua inserção, determinar a espessura da cortical óssea inicial e final, bem como analisar as correlações de todas as variáveis estudadas. Os mini-implantes foram inseridos bilateralmente e em períodos regressivos (60 dias, 15 dias, imediato) na região posterior da mandíbula dos cães e não receberam aplicação de carga. O valor médio do torque de inserção, entre os três períodos, foi de $24,54 \pm 2,68$ N.cm. O grupo imediato (T0) apresentou a maior média da força de arrancamento axial (FA) $331,15 \pm 136,15$ N.cm, seguido pelo grupo de 15 dias (T15) $242,18 \pm 83,71$ N.cm e pelo grupo de 60 dias (T60) $224,95 \pm 91,33$ N.cm. As relações entre torque de inserção e força de arrancamento axial não foram estatisticamente significantes. A taxa de sucesso dos mini-implantes (MI) foi de 95%. Cinco fatores que podem estar associados à perda dos mini-implantes, são eles: técnica cirúrgica, torque de inserção, espessura da cortical óssea, ausência de mucosa ceratinizada e inflamação peri-implantar. Os mini-implantes podem receber aplicação de carga em qualquer dos períodos avaliados em seu estudo. Visto que, a força de arrancamento encontrada nos períodos de sua pesquisa, estava muito aquém da força ortodôntica aplicada para a movimentação dentária. Não encontrou correlação entre o torque de inserção e força de arrancamento em nenhum dos períodos de sua pesquisa, como também, entre o torque de inserção e espessura da cortical óssea inicial. Já em relação à força de arrancamento axial e a espessura houve correlação. Afirma também que o torque de inserção não é um método eficaz para prever a retenção dos mini-implantes.

Wilmes et al. (2008) analisaram em seu estudo, o impacto do ângulo de inserção no torque de inserção e conseqüentemente na estabilidade primária dos mini-implantes. Utilizaram vinte e oito segmentos de osso do ílaco de porco, por apresentar uma cortical compacta com espessura variando em 0,5 a 1,0 mm, e na junção ilíacosacral de 2,0 a 3,0 mm, e assemelha-se a espessura da cortical da maxila e mandíbula de humanos. Dois tamanhos de mini-implantes, 1,6 x 8,0 mm e 2,0 x 10,0 mm (Dual-Top Screw, Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea), foram inseridos manualmente no osso variando a angulação em 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° e 90°. Foi feita perfuração de 3,0 mm com broca de 1,0 mm para os mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro e com broca de 1,3 mm para os de 2,0 mm de diâmetro para promover a direção de inserção. Os valores do torque e da profundidade de inserção foram registrados através de um sistema de mensuração robótica. Os mini-implantes de 2,0 mm de diâmetro apresentaram torque de inserção significativamente maior quando comparado aos de 1,6 mm de diâmetro. Os torques de inserção deste estudo foram similares aos valores encontrados clinicamente. Como conclusão os autores apontam o grande impacto do diâmetro dos mini-implantes ao torque de inserção e conseqüentemente na estabilidade primária; que para alcançar um torque de inserção máximo, o ângulo de inserção varia em 60° a 70°. Na observação de espaço interradicular pequeno, parece ser mais favorável a angulação na direção de inserção no intuito de minimizar o risco de contato com as raízes; e, os altos torques de inserção aumentam a carga e o risco de falhas causadas pela excessiva compressão do osso, de maneira que é fundamental um apropriado equilíbrio entre o implante e o diâmetro de perfuração.

Kim et al. (2009) apresentaram como proposta de seu estudo avaliar a influência da forma, micro espirais e comprimento dos mini-implantes na estabilidade

inicial. Propriedades do osso, técnica cirúrgica, tamanho e desenho dos implantes são fatores que determinam a estabilidade primária. Foram utilizados neste estudo mini-implantes de titânio grau V todos com diâmetro de 1,6 mm (Jeil Medical Corporation, Seoul, Korea), apresentavam 6 e 8 mm de comprimento e três tipos de forma, cilíndrico, cônico e duplo espiral. Foram formados 6 grupos relacionando o comprimento e a forma com 10 mini-implantes cada. Os mini-implantes foram inseridos em osso artificial composto de poliuretano rígido (Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, WA, USA) que apresentava densidade homogênea de 30PCF. O torque de inserção e remoção foi registrado por um motor cirúrgico (Elcomed SA200C, W&H, Bürmoos, Austria) com rotação de 30rpm. Os valores dos torques registrados foram reportados para o Impdat software (Kea Software GmbH, Poeching, Germany). O torque de inserção foi medido em 8 segundos (4voltas), 4 segundos (2 voltas), e 0 segundos antes do torque máximo (MIT). O torque de remoção foi medido em 0 segundos, 2 segundos (1 volta), e 4 segundos (2 voltas) antes do torque de remoção máximo. A colar do mini-implante foi utilizado como limite para a parada do movimento. Os autores concluíram que os mini-implantes com forma cônica necessitaram um alto torque de inserção e o torque de remoção foi maior do que o dos mini-implantes com duplo espiral. Os mini-implantes que apresentavam duplo espiral mostraram um baixo torque de inserção e um alto torque de remoção quando comparado aos outros dois tipos. Os mini-implantes mais longos necessitaram de um torque de inserção maior e apresentaram um torque de remoção mais alto do que os mais curtos. A modificação dos espirais, utilizando duplo espiral em um mesmo mini-implante pode ser menos prejudicial ao osso ao redor do mini-implante por causa do torque de inserção baixo. Como também pode prover mini-implantes mais curtos e pequenos com melhor

estabilidade e alto torque de remoção. Entretanto, esta forma com duplo espiral pode ser uma contribuição na redução do longo tempo de inserção para diminuição do *stress* ao redor do tecido.

Wu et al. (2009) afirmaram um dos pré-requisitos para alcançar o sucesso da terapia ortodôntica é o controle da ancoragem. Examinaram, em seu estudo, os efeitos em diferentes períodos de cicatrização da estabilidade biomecânica e características histomorfométricas durante o período de integração entre o mini-implante e o osso. Utilizaram 15 coelhos machos Nova Zelândia, que foram divididos em cinco grupos com diferentes tipos de cicatrização, 0 (imediatamente), 1, 2, 4 e 8 semanas. Sendo que 10 foram submetidos aos testes mecânicos e 5 ao estudo histomorfométrico. Utilizaram um total de 90 mini-implantes, sendo 60 utilizados para testes mecânicos e 30 para o estudo histomorfométrico. Todos eram mini-implantes de titânio com 6,0 mm de comprimento e 1,9 mm de diâmetro (Medicon, Tuttlingen, Alemanha). Os mini-implantes foram instalados na tíbia dos coelhos e foi medido o torque máximo de remoção e o teste de tração. Os autores concluíram que nas a aplicação de carga nos mini-implantes nas primeiras duas semanas poderia prejudicar a fixação do parafuso ao osso e interferir na estabilidade destes. Sendo assim, recomendam a não utilização de carga neste período; após 4 semanas os mini-implantes estão fixados ao osso de maneira que suportam cargas. Sendo este período recomendado para a aplicação de carga; e, após 8 semanas ainda é seguro a aplicação de carga.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho tem como objetivo avaliar em osso sintético o efeito do diâmetro dos mini-implantes e da espessura da cortical óssea na resistência mecânica dos mini-implantes utilizados como dispositivo de ancoragem esquelética.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi dispensado de submissão ao Comitê de Ética por não envolver Seres Humanos (Anexo A).

4.1 Materiais

4.1.1 *Mini-implante*

Quarenta parafusos de ancoragem ortodôntica (Neodent®, Curitiba, PR, Brasil), sendo 20 parafusos com diâmetro de 1,3 mm e 20 parafusos com diâmetro de 1,6 mm, ambos com comprimento de 7,0 mm e altura de transmucoso média (1,0 mm) (figura 1) confeccionados em Titânio grau V (Ti_6Al_4V) conforme a norma ASTM F 136¹, foram utilizados. A fim de estabelecer aleatoriedade na amostra foram solicitados mini-implantes de diferentes lotes de fabricação (5 parafusos de cada lote).

¹ASTM F 136 Especificação da composição da liga do material a ser aplicado em implantes cirúrgicos.



Figura 1 - Mini-implantes autoperfurantes com diâmetro de 1,3 mm e 1,6 mm, respectivamente (Neodent®, Curitiba, PR, Brasil).

4.1.2 Corpos de prova

Os testes foram realizados em corpos de prova de osso artificial compostos de poliuretano rígido (Nacional, Jaú, SP, Brasil) (figura 2). Os blocos apresentavam dimensão de 13 x 18 x 4cm e densidade de 40PCF, e atendem as normas da ASTM F - 1839². Foi colado em cada bloco uma placa de epoxi, composta de uma mistura de pequenas fibras de vidro e resina epoxi (Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon Island, WA, USA) na dimensão de 13 x 18cm com espessuras de 2 e 3 mm (figura 3). O bloco de poliuretano rígido e a placa de epoxi foram utilizados como um material experimental alternativo de osso trabecular e cortical, respectivamente. A união dos blocos às placas foi realizada utilizando um adesivo à base de acrilato (Automix, 3M, St Paul, MN, USA). Conforme proposto por Song et al. (2007), Lim et al. (2008) e Kim et al. (2009).

²ASTM F 1839 Especificação da espuma de poliuretano rígido para o uso como material padrão para teste de aparelhos ortopédicos e instrumentos.

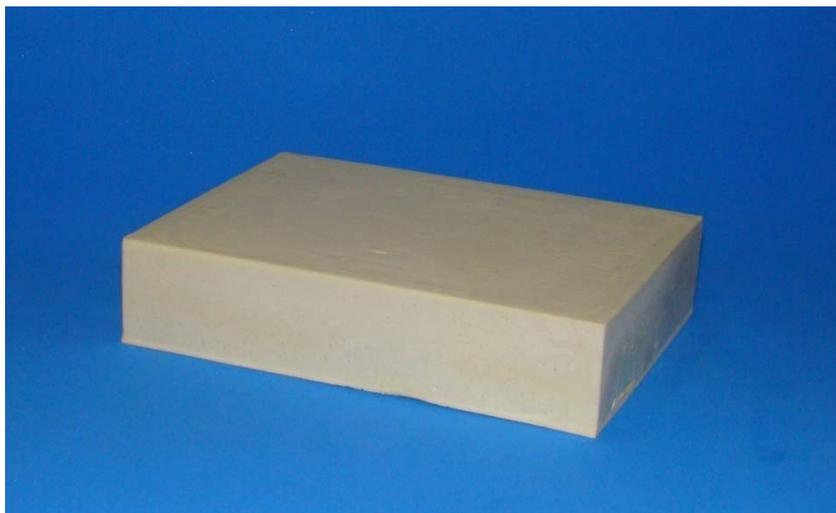


Figura 2 - Base de osso artificial de poliuretano rígido (Nacional, Jaú, Brasil).

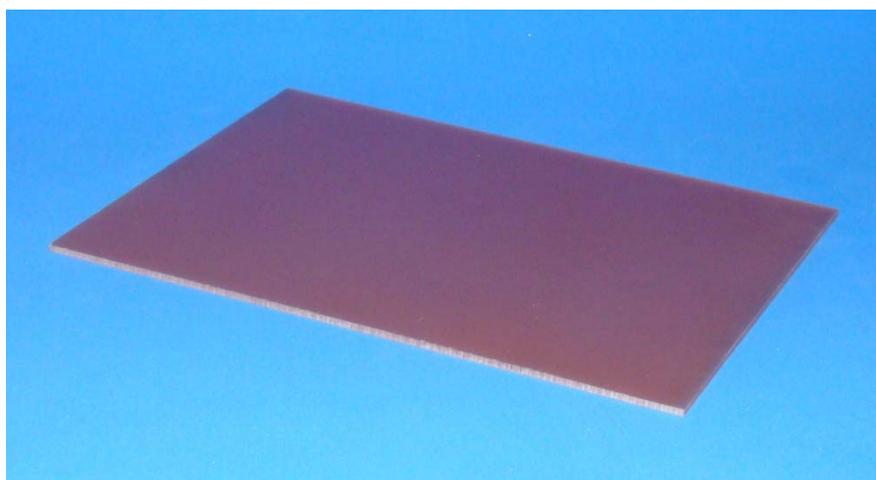


Figura 3 - Placa de resina epóxi com fibras de vidro simulando a cortical óssea³.

4.2 Métodos

Os testes foram realizados no laboratório de pesquisa da Neodent® (Curitiba, Brasil). Para a instalação dos mini-implantes foi feita perfuração prévia da cortical numa angulação de 90° com a superfície do bloco utilizando-se um micro motor cirúrgico com rotação de 800rpm (figura 4), com brocas de 1,1 e 1,3 mm, para

³ Fabricante: Sawbones, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon Island, WA, USA.

a instalação dos mini-implantes de 1,3 e 1,6 mm de diâmetro, respectivamente, de acordo com as recomendações do fabricante (Anexo B). Para a avaliação do torque de inserção, o mini-implante foi encaixado a uma chave que por sua vez, estava encaixada ao torquímetro digital (Lutron, modelo TQ-8800) (figura 5). Mantendo o torquímetro perpendicular ao bloco, o mini-implante era inserido lentamente com mínima pressão até o momento em que a chave encostou à superfície do osso, neste momento era registrado o torque máximo de inserção (figura 6). Todos os mini-implantes foram instalados por um mesmo operador previamente treinado para o procedimento.

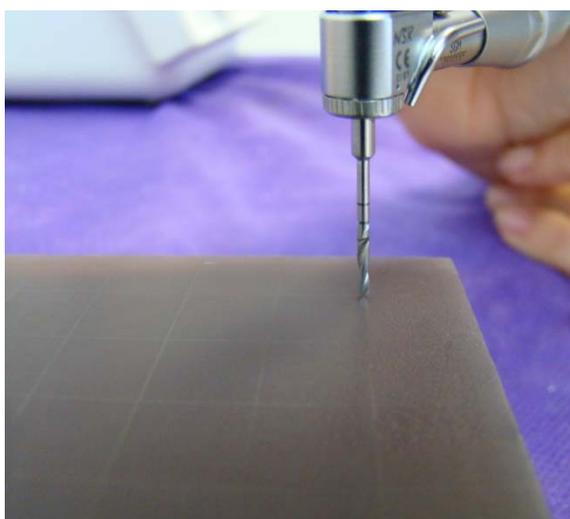


Figura 4 - Broca para perfuração da cortical em 90°.



Figura 5 - Torquímetro digital Lutron, modelo TQ-8800 com mini-implante.

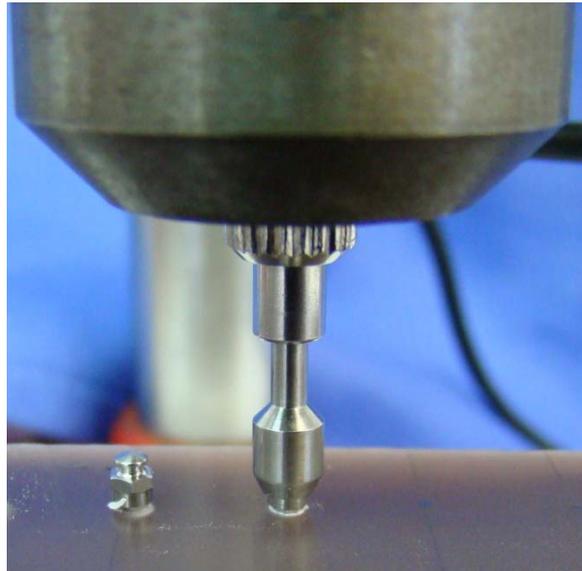


Figura 6 - Posição da chave para o registro do torque máximo.

A instalação foi iniciada pelo corpo de prova com espessura de cortical de 2,0 mm, e os mini-implantes foram dispostos de maneira aleatória. Na seqüência, repetiu-se o mesmo procedimento para o corpo de prova com cortical de 3,0 mm de

espessura. Os mini-implantes foram dispostos lado a lado com uma distância de 1,0cm de acordo com a norma ASTM F 543-02 A2.2.1.8⁴ (figura7).



Figura 7 - Mini-implantes dispostos lado a lado com espaço de 1,0cm entre eles.

Os resultados foram imediatamente registrados em uma ficha (Anexo C), anotando-se o valor do torque de inserção máximo e se ocorreu ou não fratura (figura 8). Os dados de resistência a fratura obtidos foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para avaliação da variável torque máximo foi usada a análise de variância e o teste LSD para comparações múltiplas. Para avaliação da variável fratura (sim ou não), foi usado o teste exato de Fisher. A condição de normalidade foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Valores de $p < 0,05$ indicaram significância estatística. A organização e a análise dos dados foram feitas utilizando-se os programas computacionais Excel e Statistica/w.

⁴ Na existência de múltiplas perfurações no bloco, os espaços deverão ser feitos o suficiente que não permitam a deformação do bloco de teste. A distância mínima entre os espaços deverá ser 5 x o diâmetro do parafuso.

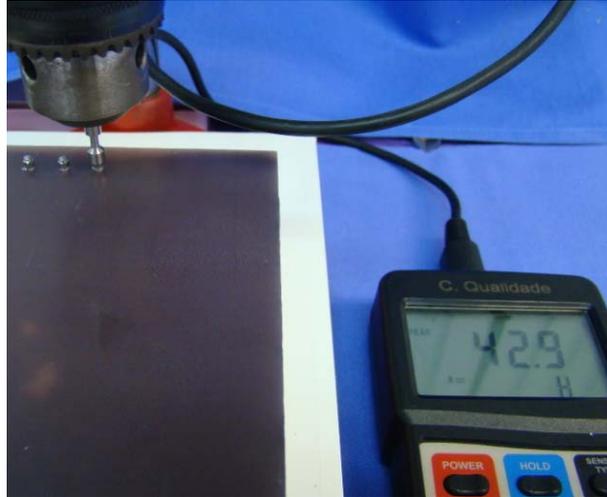


Figura 8 - Torquímetro registrando o valor do torque máximo de inserção.

5 RESULTADOS

As variáveis de interesse neste estudo foram o torque máximo e a existência ou não de fratura.

Para avaliação da variável torque máximo foi considerada a análise de variância e o teste LSD para comparações múltiplas. A condição de normalidade foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Para avaliação da variável fratura (ocorrência ou não), foi considerado o teste exato de Fisher. O nível de significância adotado foi de 0,05 sendo corrigido por Bonferroni para as comparações efetuadas pelo teste exato de Fisher.

Em relação ao Torque Máximo de Inserção testou-se a hipótese nula de inexistência de interação entre a espessura de cortical e o diâmetro do miniimplante, versus a hipótese alternativa de existência de interação entre estes dois fatores. O resultado do teste indicou a rejeição da hipótese nula no nível de significância de 0,05 ($p=0,007$), ou seja, existiu a interação entre os dois fatores de interesse (diâmetro e espessura da cortical).

Sendo assim, quatro grupos foram formados resultantes da combinação dos dois fatores de interesse (diâmetro e espessura da cortical). Cada grupo foi composto por 10 mini-implantes, entretanto, três mini-implantes foram utilizados para a calibração da metodologia de mensuração, sendo um de 1,3 x 7,0 mm e outro de 1,6 x 7,0 mm na espessura de cortical de 2,0 mm e um de 1,6 x 7,0 mm na espessura de 3,0 mm. Como o teste foi realizado no mesmo dia, optou-se pelo descarte dos três mini-implantes, do que a sua substituição.

Desta forma, testou-se a hipótese nula de médias iguais de torque máximo nos 4 grupos, versus a hipótese alternativa de pelo menos um grupo com média diferente dos demais (tabela 1).

Tabela 1 - Apresentação das estatísticas descritivas de torque de inserção máximo de acordo com os grupos.

| Diâmetro | Espessura (mm) | N | Torque de Inserção Máximo | | | | |
|----------|----------------|----|---------------------------|---------|--------|--------|---------------|
| | | | Média | Mediana | Mínimo | Máximo | Desvio padrão |
| 1,3 x 7 | 2 | 9 | 26,4 | 26,5 | 21,6 | 31,5 | 3,1 |
| 1,6 x 7 | 2 | 9 | 39,5 | 39,4 | 32,0 | 44,5 | 4,0 |
| 1,3 x 7 | 3 | 10 | 30,0 | 30,1 | 24,9 | 33,3 | 2,5 |
| 1,6 x 7 | 3 | 9 | 48,9 | 48,2 | 45,4 | 53,4 | 2,6 |

A média do torque máximo de inserção dos mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro foram maiores que a média do torque máximo de inserção dos mini-implantes de 1,3 mm de diâmetro, em ambas as espessuras de cortical (2 e 3 mm).

Para ambos os mini-implantes (1,3 e 1,6 mm de diâmetro) a média do torque máximo foi maior nos mini-implantes instalados na espessura de cortical de 3 mm.

O resultado do teste estatístico indicou a rejeição da hipótese nula no nível de significância de 0,05 ($p < 0,001$). A média do torque de inserção foi diferente nos quatro grupos. De maneira que os quatro grupos foram comparados entre si (tabela 2).

Tabela 2 - Comparação dos grupos dois a dois. Apresentação dos valores de p.

| Grupos sob comparação | Valor de p* |
|---|------------------|
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1.3 x 7 e espessura 3 | 0,014 |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 2 | <0,001 |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 3 | <0,001 |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 2 | <0,001 |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 3 | <0,001 |
| Diâmetro 1,6 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 3 | 0,001 |

* *Teste LSD, p<0,05.*

Numa comparação dos grupos entre si, os resultados estatísticos apresentaram significância ($p<0,05$) na comparação dos mini-implantes de 1,3 mm diâmetro com os mini-implantes de 1,6 mm de diâmetro instalados na mesma espessura de cortical, como também, em espessuras de cortical diferentes.

Os resultados obtidos, no presente estudo, em relação ao torque máximo podem ser observados por meio do gráfico abaixo.

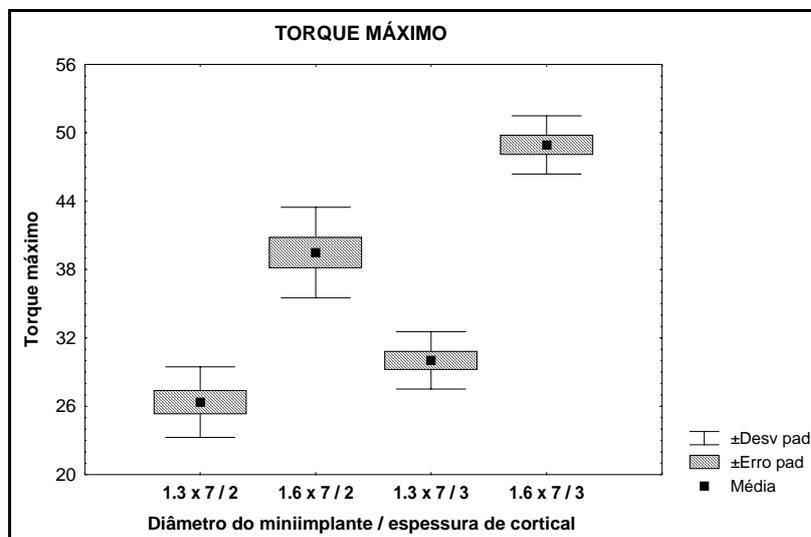


Gráfico 1 - Ilustração dos resultados obtidos no estudo.

Em relação à existência ou não de fratura, testou-se a hipótese nula de que as probabilidades de fratura nos dois grupos (mini-implantes de diâmetro 1,3 mm e mini-implantes de 1,6 mm) sob comparação não são iguais (tabela 3).

Tabela 3 - Probabilidade de fratura dos parafusos.

| Fratura | GRUPO | | | |
|---------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|
| | Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 | Diâmetro 1,6 x 7 e espessura 2 | Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 | Diâmetro 1,6 x 7 e espessura 3 |
| Não | 9 | 9 | 8 | 9 |
| | 100,00% | 100,00% | 80,00% | 100,00% |
| Sim | 0 | 0 | 2 | 0 |
| | 0,00% | 0,00% | 20,00% | 0,00% |
| Total | 9 | 9 | 10 | 9 |

Ocorreu fratura apenas com dois mini-implantes de 1,3 mm de diâmetro na espessura de 3,0 mm.

Os resultados estatísticos mostraram a confirmação da hipótese nula no nível de significância de 0,05, ou seja, a probabilidade de fratura é diferente quando há a comparação dos dois tipos de diâmetro na mesma espessura. Por esta razão, os grupos foram comparados dois a dois (tabela 4).

Tabela 4 - Comparação dos grupos em relação à probabilidade de fratura. Apresentação dos valores de p.

| Grupos sob comparação | Valor de p* |
|---|-------------|
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1,6 x 7 e espessura 2 | ----- |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 | 0,474 |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1,6 x 7 e espessura 3 | ----- |
| Diâmetro 1,6 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 | 0,474 |
| Diâmetro 1,6 x 7 e espessura 2 x diâmetro 1,6 x 7 e espessura 3 | ----- |
| Diâmetro 1,3 x 7 e espessura 3 x diâmetro 1.6 x 7 e espessura 3 | 0,474 |

* *Teste exato de Fisher, $p < 0,008$ (correção de Bonferroni).*

Na comparação dos grupos entre si, os resultados não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

6 DISCUSSÃO

A estabilidade inicial é um fator muito importante para o sucesso dos mini-implantes, pois a maior incidência de falhas ocorre nos estágios imediatamente após a instalação (Miyawaki et al., 2003). Um dos métodos utilizados para avaliar a estabilidade mecânica inicial dos mini-implantes é a mensuração do torque de inserção (Lim et al., 2008). Entretanto torna-se difícil afirmar que o torque de inserção é proporcional a estabilidade dos mini-implantes (Song et al., 2007), apesar de poder ser utilizado para melhorar o índice de sucesso destes (Motoyoshi et al., 2006).

O método experimental aplicado neste estudo está baseado nas regulamentações da *American Standard Specification and Test Method (ASTM)* designação F 543-02, para testes padronizados para mensurar as propriedades mecânicas de parafusos metálicos que são implantados em osso. Os blocos para testes biomecânicos foram utilizados para substituir o osso humano. De acordo com Ciarelli et al. (1991), a utilização de osso artificial em experimentos mecânicos pode mostrar resultados diferentes quando comparados ao osso humano, porém apresenta como vantagem a uniformidade da espessura da cortical e densidade óssea, e, fixação da carga e direção. Da mesma forma, segundo Lim et al. (2008), há uma grande dificuldade de se realizar os testes mecânicos para avaliação do torque *in vivo*, como também, torna-se problemático fazer a extração da amostra a partir de cadáveres humanos.

Muito embora os mini-implantes utilizados no presente estudo sejam autoperfurantes, seguiu-se a orientação do fabricante de se fazer uma perfuração apenas na cortical com broca específica, como alternativa de reduzir clinicamente o

risco de fratura, já que a espessura de cortical óssea utilizada era elevada (2 e 3 mm). Segundo Deguchi et al. (2006) o valor médio mais alto encontrado de espessura da cortical óssea na região do primeiro molar na maxila foi de $1,8 \pm 0,6$ mm e na mandíbula foi de $2,0 \pm 0,6$ mm. Sendo a qualidade e quantidade de osso um dos motivos apontados como falhas dos mini-implantes (Melsen, Costa et al., 2000; Miyawaki et al., 2003). Sugere-se a utilização deste procedimento no protocolo de instalação dos mini-implantes na clínica diária (Kravitz, Kusnoto, 2007; Motoyoshi et al., 2007), pois proporciona diminuição no torque de instalação como também numa possível inclinação da mão do operador, em áreas com grande densidade na cortical óssea. Outros cuidados a serem tomados seriam a inserção lenta com o mínimo de pressão, e retorno de 1 a 2 giros para diminuir o stress no mini-implante e no osso (Kravitz, Kusnoto, 2007).

Da mesma forma, a opção de inserção do mini-implante de forma manual, obtendo o registro do torque máximo ao encostar a chave no bloco, foi para levar o teste à realidade mais próxima da clínica diária, onde o operador tem como referência encostar o transmucoso na mucosa. Para Kim et al. (2009) este procedimento deve ser realizado pois há uma variação de espessura da cortical em diferentes regiões de instalação. Segundo Kravitz & Kusnoto (2007), a instalação do mini-implante deverá ser interrompida, assim que o pescoço do parafuso alcance o periosteio. Deve-se estar atento a este procedimento clínico, pois uma vez que a cabeça do mini-implante encosta no periosteio, a tendência é aumentar o torque de inserção, o que pode proporcionar a perda da estabilidade primária.

O presente estudo avaliou a resistência do mini-implante ao torque de inserção, considerando o diâmetro do parafuso e a espessura da cortical, sendo as variáveis de interesse o torque máximo e a existência ou não de fratura.

Autores relatam a relação entre o diâmetro e a estabilidade do mini-implante (Meredith et al., 1996; Favero et al., 2002; Miyawaki et al., 2003; Maino et al., 2005), e o aumento do torque de inserção com o aumento do diâmetro do mini-implante (Lim et al., 2008; Pithon et al., 2008; Wilmes et al., 2008). Os resultados deste estudo mostraram que há um aumento do torque de inserção com o aumento do diâmetro do mini-implante, estando de acordo com a literatura.

A média do torque de inserção máximo para os mini-implantes de 1,3 mm foi de 26,4N.cm e de 30,0N.cm, inseridos em cortical de espessura de 2 e 3 mm, respectivamente. Para os mini-implantes de 1,6 mm a média do torque foi de 39,5N.cm e de 48,9N.cm inseridos em cortical de espessura de 2 e 3 mm, respectivamente.

Entretanto, no trabalho de Pithon et al. (2008) o valor médio para o torque de inserção para o mini-implante de dimensões 1,6 x 7,0 mm foi de 49,6N.cm, muito próximo ao deste estudo, no qual os mini-implantes apresentam as mesmas dimensões, como também pertencem ao mesmo fabricante. Sendo o fator diferencial a utilização de osso artificial representando o osso trabecular e o osso cortical, permitindo uma uniformidade no osso e na espessura da cortical no presente estudo, enquanto no trabalho de Pithon et al. (2008) os autores utilizaram osso de suíno.

Já o torque de inserção foi maior no presente estudo, quando feita a comparação com o estudo de Souza (2006) que utilizou mini-implantes de 1,6 x 6,0 mm (Neodent®, Curitiba, Brasil) e encontrou torque médio de inserção de 26,02N.cm, e, com Salmória (2008) que utilizou o mesmo mini-implante de 1,6 x 6,0 mm (Neodent®, Curitiba, Brasil) e encontrou torque de inserção médio de $24,54 \pm 2,68$ N.cm, sendo estes estudos realizados *in vivo*, em cães.

Alguns estudos mostram uma relação entre a espessura da cortical e a estabilidade do mini-implante (Meredith et al., 1996; Maino et al. 2003; Miyawaki et al., 2003; Park et al., 2003; Kim et al., 2006; Wilmes et al., 2006; Motoyoshi et al., 2007). Foi verificado uma aumento do torque de inserção com o aumento da espessura da cortical, estando de acordo com os resultados encontrados por Song et al. (2007) e Lim et al. (2008) em seus estudos.

Sendo assim, tanto o diâmetro quanto a espessura da cortical influenciaram os valores do torque de inserção. Na comparação dos grupos entre si os resultados foram estatisticamente significantes para os grupos com diâmetros diferentes.

Muito embora os valores do torque de inserção tenham sido superiores ao relatados por Motoyoshi et al. (2006) que encontrou um índice de sucesso maior no grupo em que o torque variou entre 5N.cm e 10N.cm; e Motoyoshi et al. (2007) que encontrou um índice de sucesso para o grupo com torque de inserção entre 8 e 10Ncm, as forças ortodônticas aplicadas são forças horizontais e apresentam valores baixos (Favero et al., 2002), sendo assim, a força necessária para realizar uma movimentação ortodôntica independe do valor do torque máximo de inserção que o mini-implante suporta. Ainda, de acordo com Song et al. (2007) quando valores do torque são excessivos ou superiores ao limite de resistência que o osso pode suportar, fratura ou necrose óssea podem ocorrer.

Os valores do torque de inserção tanto para os mini-implantes de 1,3 mm quanto para os de 1,6 mm de diâmetro em ambas as espessuras foram obtidos por inserção monocortical. Pode-se também utilizar a inserção bicortical, que segundo Freudenthaler et al. (2001) permite um melhor controle da ancoragem. Entretanto,

durante a inserção ao se conseguir o contato do parafuso na cortical, há um aumento no torque de inserção.

Nos dois grupos formados em relação à possibilidade ou não de fratura verificou-se 20% de fratura no grupo com mini-implante de 1,3 mm de diâmetro e espessura de 3,0 mm, os demais grupos apresentaram 100% de aproveitamento.

Numa comparação entre os grupos em relação à probabilidade de fratura, os resultados não apresentaram significância estatística entre os grupos, isto pelo fato da inexistência de fratura em três dos quatro grupos existente. Entretanto, a probabilidade de fratura é maior para os mini-implantes de menor diâmetro.

A mandíbula apresenta osso denso com camada externa compacta grossa, no centro um extenso osso trabecular. Já a maxila apresenta um osso fino com uma camada externa compacta indistinta, no centro um fino osso trabecular (Friberg et al., 1995). Muito embora os mini-implantes sejam autoperfurantes, em algumas situações necessita-se elevar o torque de inserção para que se possa perfurar o osso. A utilização de perfuração prévia da cortical (Wilmes et al., 2006, 2008; Chaddad et al., 2008) é um procedimento que permite um controle no torque de inserção evitando desta forma o aumento excessivo deste. Segundo Wilmes et al. (2008), os altos torques de inserção aumentam a carga e o risco de falhas causadas pela excessiva compressão do osso.

Estudos relatam que o torque de inserção pode influenciar a estabilidade primária (Wilmes et al., 2006; Salmória et al., 2008; Wilmes et al., 2008). Sendo assim, não há a necessidade de utilização de torques de inserção altos para se obter uma boa estabilidade. Chaddad et al. (2008) apontaram que torques de inserção acima de 15N.cm parecem ser uma variável crítica para o sucesso do mini-implante. Tal observação suporta a necessidade de perfuração da cortical

previamente a instalação dos mini-implantes em áreas com espessura aumentada da cortical óssea, mesmo ao se utilizar mini-implantes com características autoperfurantes. Contudo, estudos clínicos controlados são necessários para que obtenham dados mais precisos sobre a inter-relação entre torque de instalação e estabilidade dos mini-implantes.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os dados obtidos no presente estudo, pode ser concluído que: a espessura da cortical óssea apresenta influência direta sobre a resistência mecânica dos mini-implantes durante a instalação. Sendo, quanto maior a espessura da cortical maior o torque de inserção. E, a resistência à fratura do torque de inserção aumenta conforme há o aumento do diâmetro do mini-implante.

REFERÊNCIAS⁵

- Araújo TM, Nascimento MHA, Bezerra F, Sobral MC. Ancoragem esquelética em Ortodontia com miniimplantes. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2006 jul-ago;11(4):126-56.
- Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical Application of micro-implant anchorage. *J Clin Orthod*. 2002 May;36(5):298-302.
- Beak SH, Kim BM, Kyung SH, Lim JK, Kim YH. Success rate and risk factors associated with mini-implants reinstalled in the maxilla. *Angle Orthod*. 2008;78(5):895-901.
- Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg*. 1998;13(3):201-9.
- Chaddad K, Ferreira AFH, Geurs N, Reddy MS. Influence of surface characteristics on survival rates of mini-implants. *Angle Orthod*. 2008;78(1):107-13.
- Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):100-6.
- Ciarelli MJ, Goldstein SA, Kuhn JL, Cody DD, Brown MB. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from the major metaphyseal regions with materials testing and computed tomography. *J Orthop Res*. 1991;9:674-682.
- Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. *J Clin Orthod*. 1983 Apr;17(4):266-9.
- Deguchi T, Nasu M, Murakami K, Yabuuchi T, Kamioka H, Takano-Yamamoto T. Quantitative evaluation of cortical bone thickness with computed tomographic scanning for orthodontic implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 June;129(6):721.e7-12.
- Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, Hartsfield Jr JK, Roberts WE, Garetto LP. The use of Small Titanium Screws for Orthodontic Anchorage. *J Dent Res*. 2003 May;82(5):377-81.
- Favero L, Brollo P, Bressan E. Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 July;122(1):84-94.

⁵ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic baseado no modelo Vancouver de 2006, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus

Freudenthaler JW, Haas R, Bantleon HP. Bicortical titanium screws for critical orthodontic anchorage in the mandible: A preliminary report on clinical application. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Aug;12(4):358-63.

Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6:213-9.

Gainsforth BL, Higley LB. A study of orthodontic anchorage possibilities in basal bone. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31:406-17.

Gray JB, Steen ME. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. *Am J Orthod.* 1983 Apr;83(4): 311-7.

Herman R, Cope JB. Miniscrew implants: IMTEC mini ortho implants. *Semin Orthod.* 2005;11:32-9.

Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod.* 1997 Nov;31(11): 763-7.

Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue end cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006 Aug;130(2):177-82.

Kim YK, Kim YJ, Yun PY, Kim JW. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod.* 2009;79:908-14.

Kravitz ND, Kusnoto B. Risks and complications of orthodontic miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131:43-51.

Lim SA, Cha JY, Hwang CJ. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. *Angle Orthod.* 2008;78(2):234-40.

Linkow LI. Implanto-orthodontics. *J Clin Orthod.* 1970;4:685-705.

Liou, HJW, Pai BCJ, Yin JCY. Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004;126(1):42-7.

Maino BG, Bednar J, Pagin P, Mura P. The spider screw for skeletal anchorage. *J Clin Orthod.* 2003 Feb;37(2):90-7.

Maino BG, Mura P, Bednar J. Miniscrew implants: the spider screw anchorage system. *Semin Orthod.* 2005;11:40-6.

Melo ACM, Zimmermann LL, Chiavini PCR, Belaver ES, Leal HA, Thomé G. O uso de miniimplantes como ancoragem ortodôntica - planejamento ortodôntico / cirúrgico. *Rev Clin Ortodon Dental Press.* 2006-2007 dez-jan;5(6):21-8.

Melsen B, Costa A. Immediate loading of implants used for orthodontic anchorage. *Clin Orthod Res.* 2000 Feb;3(1):23-8.

Melsen B, Lang NP. Biological reactions of alveolar bone to orthodontic loading of oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2001 Apr;12(2):144-52.

Meredith N, Alleyene D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Sept;7(3):261-7.

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

Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugahara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003 Oct; 124:373-8.

Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower prostirior buccal region. *Angle Orthod.* 2008 Jan;78(1):101-6.

Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening na orthodontic mini-implant. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb;17(1):109-14.

Motoyoshi M, Yoshida T, Ono A, Shimizu N. Effect of cortical bone thickness and implant placement torque on stability of orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofacial Implants.* 2007;22:779-84.

Park HS, Lee SK, Kwon OW. Group distal movement of teeth using microscrew implant anchorage. *Angle Orthod.* 2005 July;75:602-9.

Park HS, Kwon TG, Kwon OW. Treatment of open bite with microscrew implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004 Nov;126(5):627-36.

Park YS, Lee SY, Kim DH, Jee SH. Intrusion of posterior teeth using mini-screw implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003 June;123(6):690-4.

Pithon MM, Ruellas AC, Oliveira DD, Oliveira AM. Lowe syndrome: literature review and case report. *J Orthod.* 2008 Sept;35(3):156-60.

Roberts-Harry D, Sandy, J. Orthodontics. Part 9: anchorage control and distal movement. *Br Dent J.* 2004 Mar;196(5):255-63.

Roberts WE, Helm FR, Marshall KJ, Gongloff RK. Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage. *Angle Orthod.* 1989 Winter;59(4):247-56.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading or rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984 Aug;86(2):95-101.

Roberts WE, Arbuckle GR. Analoui M. Rate of mesial translation of mandibular molars using implant anchorage mechanics. *Angle Orthod.* 1996;66(5):331-8.

Salmória KK, Tanaka O, Guariza-Filho O, Camargo ES, Souza LT, Maruo H. Insertional torque and axial pull-out strength of mini-implants in mandibles of dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 June;133(6):790.e15-22.

Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. *Angle Orthod.* 2007;77(6):979-85.

Souza LT. Estabilidade de miniimplantes submetidos à força ortodôntica imediata: um estudo em cães [dissertação]. Curitiba: Pontifícia Universidade Católica; 2006.

Turley PK, Kean C, Schur J, Stefanac J, Gray J, Hennes J et al. Orthodontic Force Application to Titanium Endosseous Implants. *Angle Orthod.* 1988 Apr;58(2):151-62.

Umemori M, Sugawara J, Mitani H, Nagasaka H, Kawamura H. Skeletal Anchorage system for open-bite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Feb;115(2):166-74.

Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D. Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants. *J Orofac Orthod.* 2006;67(3):162-74.

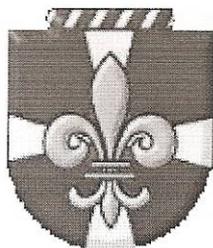
Wilmes B, Su YY, Drescher. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78(6):1065-70.

Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla - an experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Apr;8(2):131-41.

Wehrbein H, Yildirim M, Diedrich P. Osteodynamics around orthodontically loaded short maxillary implants. *J Orofac Orthop.* 1999;60(6):409-15.

Wu J, Bai YX, Wang BK. Biomechanical and histomorphometric characterizations of osseointegration during mini-screw healing in rabbit tibiae. *Angle Orthod.* 2009 May;79(3):558-63.

Yano S, Motoyoshi M, Uemura M, Ono A, Shimizu N. Tapered orthodontic miniscrews induce bone-screw cohesion following immediate loading. *Eur J Orthod.* 2006 Dec;28(6):541-6.

ANEXO A - COMUNICADO DE DISPENSA DE SUBMISSÃO AO CEP

São Leopoldo Mandic
Centro de Pós-Graduação
Comunicado de Dispensa de Submissão ao Comitê

Campinas, terça-feira, 10 de fevereiro de 2009

Ao(a)

RA

C.D. Denise Canto da Silva Delatorre

053600

Curso: **Ortodontia**

Comitê: Comitê de Ética e Pesquisa

Prezado(a) Aluno(a):

O projeto de sua autoria, abaixo descrito, **NÃO SERÁ SUBMETIDO AO RESPECTIVO COMITÊ**, nesta Instituição, por tratar-se exclusivamente de pesquisa laboratorial, sem envolvimento de seres humanos ou materiais.

Número do Protocolo: **2009/0015**

Data entrada do Projeto: **30/1/2009**

Data da Reunião do Comitê: **18/2/2009**

Orientação por: **Tatsuko Sakima**

Projeto: ***Avaliação da resistência ao torque de inserção em parafusos de ancoragem ortodôntica***

Cordialmente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Sônia Vieira', is written over a large, stylized, handwritten letter 'S' that serves as a signature element.

Profa. Dra. Sônia Vieira
Presidente do Comitê de Ética e Pesquisa

ANEXO B - BULA DO FABRICANTE



IMPLANTE PARA ANCORAGEM ORTODÔNTICA INSTRUÇÕES DE USO

Este dispositivo médico exige procedimento cirúrgico especializado. Somente deverá ser executado por cirurgiões dentistas habilitados com treinamento específico incluindo diagnóstico, planejamento pré-operatório e protocolo cirúrgico. O uso do produto sem conhecimento das técnicas adequadas e/ou procedimentos e condições inadequadas, incluindo o ambiente cirúrgico, poderá prejudicar o paciente conduzindo a resultados não satisfatórios.

INDICAÇÕES

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent são dispositivos médicos implantáveis utilizados para fixação no osso para auxílio de movimentos ortodônticos (dentários).

ESPECIFICAÇÕES E CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent são produzidos em Liga de Titânio ASTM F 136, esterilizados e de uso único.

FORMAS DE APRESENTAÇÃO

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent são acondicionados em embalagem tipo blister (filme e papel grau cirúrgico) sendo vendidos unitariamente.

DESCRIÇÃO

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent possuem corpo com forma cônica auto-rosqueante e cabeça com encaixe hexagonal com um orifício.



Comprimento Cinta Baixa: 0.00 mm.
Comprimento Cinta Média: 1.00 mm.
Comprimento Cinta Alta: 2.00 mm.

ATENÇÃO: As figuras acima são meramente ilustrativas. Não representam as reais dimensões e características de superfície do produto.

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent estão disponíveis nos seguintes diâmetros e comprimentos:

| |
|--|
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 7mm Cinta Baixa Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 9mm Cinta Baixa Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 11mm Cinta Baixa Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 7mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 9mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 11mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 7mm Cinta Alta Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 9mm Cinta Alta Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 x 11mm Cinta Alta Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 7mm Cinta Baixa Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 9mm Cinta Baixa Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 11mm Cinta Baixa Auto Perfurante |

| |
|--|
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 7mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 9mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 11mm Cinta Média Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 7mm Cinta Alta Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 9mm Cinta Alta Auto Perfurante |
| Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 x 11mm Cinta Alta Auto Perfurante |

MANUSEIO

Selecionar o comprimento e diâmetro do Implante para Ancoragem Ortodôntica de acordo com o espaço inter-dental bem como o movimento ortodôntico planejado.

Para a instalação do Implante para Ancoragem Ortodôntica em densidades ósseas tipo III e IV, não há necessidade de perfuração com brocas, faz-se a instalação diretamente no local desejado.

No caso da utilização de Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.3 em densidades ósseas tipo I e II, deverá ser realizada a perfuração com a broca 1.1mm de modo a garantir a sua estabilidade.

No caso da utilização de Implante para Ancoragem Ortodôntica 1.6 em densidades ósseas tipo I e II, deverá ser realizada a perfuração com a broca 1.3mm de modo a garantir a sua estabilidade.

Nota: O diâmetro da perfuração cirúrgica deverá ser sempre menor que o diâmetro do Implante para Ancoragem Ortodôntica selecionado.

A instalação deve ser feita com utilização de contra-ângulo, observando a resistência máxima ao torque de 10N.cm para a inserção do implante. Pode-se optar pela utilização da Chave de Mão em lugar de contra-ângulo, lembrando que a mesma não possui controle de torque, necessitando de cuidados na instalação para não ocorrer torque excessivo.

CONTRA-INDICAÇÕES

A técnica cirúrgica envolvida na indicação de uso dos Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent não é recomendada na presença de processos inflamatórios ou infecciosos dos tecidos intra-orais.

Quanto ao aspecto sistêmico, observar o estado geral da saúde do paciente, conforme literatura aplicável. Quanto ao aspecto local, observar as condições dos tecidos intra-orais, qualidade e quantidade óssea das áreas a serem implantadas, obtidas por exames radiográficos e/ou tomográficos.

ESTERILIZAÇÃO

Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent são vendidos estéreis. Método de esterilização: Óxido de Etileno.

PRECAUÇÕES

Importante: A esterilização só é garantida se a embalagem secundária (filme e papel grau cirúrgico) não estiver violada ou danificada. Caso a embalagem esteja violada ou danificada, o implante não deve ser utilizado. Os Implantes para Ancoragem Ortodôntica Neodent são produtos de uso único e não podem ser reesterilizados. Sua reesterilização para uso não garante o desempenho atribuído ao produto, sendo de inteira responsabilidade do usuário.

Melhores resultados são obtidos com a utilização de produtos NEODENT.

EFEITOS ADVERSOS

Por se tratar de procedimentos cirúrgicos pode ocorrer leve desconforto e edema localizado.

A perda da ancoragem dos Implantes (falha na fixação) é uma possível ocorrência durante o tratamento. A falta da quantidade e qualidade de osso remanescente, infecções, higiene oral deficiente e doenças/desordens sistêmicas são algumas das causas potenciais de perda da ancoragem.

CUIDADOS PÓS-OPERATÓRIOS

ANEXO C - FICHA COLETA DE DADOS

| MI | DIÂMETRO | CORTICAL | BROCA | TORQUE | FRATURA | ESPECIFICAÇÃO |
|----|----------|----------|-------|--------|---------|---------------|
| 1 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 2 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 3 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 4 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 5 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 6 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 7 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 8 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 9 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 10 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 11 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 12 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 13 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 14 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 15 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 16 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 17 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 18 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 19 | 1.3 | 3 | 1.1 | | | |
| 20 | 1.3 | 2 | 1.1 | | | |
| 21 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 22 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 23 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 24 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 25 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 26 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 27 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 28 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 29 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 30 | 1.6 | 2 | 1.3 | | | |
| 31 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 32 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 33 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 34 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 35 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 36 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 37 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 38 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |
| 40 | 1.6 | 3 | 1.3 | | | |