

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**AVALIAÇÃO DA FORÇA DE INSERÇÃO, REMOÇÃO E RESISTÊNCIA À FRATURA DE
MINI-IMPLANTES UTILIZADOS NOS TRATAMENTOS ORTODÔNTICOS EM
DIFERENTES REGIÕES DA MAXILA E MANDÍBULA**

ELIANA IONARA DE OLIVEIRA PESQUEIRA

**Dissertação apresentada como
parte dos requisitos para
obtenção do Grau de Mestre em
Ciências na Área de Tecnologia
Nuclear - Materiais**

**Orientador:
Dr. Jesualdo Luiz Rossi**

Versão Corrigida
Versão original disponível no IPEN

SÃO PAULO
2014

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos quem sempre estiveram ao meu lado.

Aos meus pais Elísio e Josefa (*in memoriam*) por me ensinar que tudo é possível.

À Ana pelo amor dedicado ao meu pai.

Ao meu marido Dalton pelo amor e dedicação.

Às minhas filhas Amanda e Juliana, motivos para eu nunca desistir e que me impulsionam a ser melhor a cada dia.

À minha irmã Eva e cunhado Oscar por estarem comigo em todos os momentos.

Aos sobrinhos Gabriel e Thais pela alegria.

Aos amigos do sertão da ONG Amigos do Bem, verdadeira razão por eu procurar na ciência melhorias para a saúde.

AGRADECIMENTOS

Ao Dr. Jesualdo Luiz Rossi, por me orientar com seu profundo conhecimento e experiência de forma tão generosa, ensinando que pesquisadores extremamente sábios e competentes podem ser simples, transparente, éticos e amigos. Minha eterna amizade e gratidão.

Ao Dr. Cristiano Stefano Musci por dividir comigo seu conhecimento de excelência para que eu realizasse os ensaios, pela simplicidade e amizade.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares e ao CCTM - Centro de Ciência e Tecnologia de Materiais por disponibilizar a tecnologia e dividir comigo a excelência de conhecimento de todos deste Centro.

A todos da Microscopia Eletrônica do IPEN pelas orientações e apoio.

Ao CNPq pelo incentivo financeiro através da bolsa de estudos.

À Conexão Sistemas de Prótese pela doação dos mini-implantes.

À Dra. Dalva Cruz Laganá pelo exemplo de sabedoria.

Ao Dr. Newton Sesma por ensinar pelos seus atos, que intensa dedicação é o caminho para um excelente aprendizado.

Ao Dr. Carlos Nelson Elias que direcionou meu olhar para um novo caminho de pesquisa na odontologia dentro da engenharia de materiais.

Ao Dr. Klaus Barreto Lopes que me antecedeu nas pesquisas de mini-implantes no IPEN, tornando meu caminho mais interessante e enriquecendo meu mestrado.

À minha amiga Maria Cristina Feliciano da Costa pela demonstração de amizade sincera, vindo me ajudar no dia da defesa desta dissertação, quando uma situação inesperada comprometeria minha presença na defesa e pelo seu carinho tornou minha apresentação possível. Minha gratidão.

A todos que estiveram comigo nesta caminhada, compartilho a alegria desta conquista.

AVALIAÇÃO DA FORÇA DE INSERÇÃO, REMOÇÃO E RESISTÊNCIA À FRATURA DE MINI-IMPLANTES UTILIZADOS NOS TRATAMENTOS ORTODÔNTICOS EM DIFERENTES REGIÕES DA MAXILA E MANDÍBULA

Eliana Ionara de Oliveira Pesqueira

RESUMO

O objetivo deste estudo foi identificar o melhor torque de inserção e remoção de mini-implantes inseridos em ossos artificiais com densidades similares às regiões anterior, mediana e posterior dos maxilares. Cento e vinte mini-implantes com desenho de dupla rosca (compactas e autoperfurantes) foram inseridos. Análises com microscopia eletrônica de varredura foram feitas antes e depois dos ensaios. Os valores de torque obtidos durante a inserção e remoção dos mini-implantes foram mensurados por um torquímetro digital. Os resultados analisados levaram a concluir que os torques de inserção e remoção eram maiores conforme aumentava a densidade óssea e a espessura da cortical. O desenho das roscas dos mini-implantes influenciou no torque de inserção. As roscas com menores passos aumentaram o valor do torque de inserção. A perfuração óssea anterior à instalação diminuiu o torque de inserção independente da densidade óssea. Ocorreu um aumento de torque principalmente com o aumento da densidade óssea e não necessariamente com o aumento da espessura da cortical sugerindo que a densidade óssea do osso trabecular deve ser considerada no planejamento de instalação dos mini-implantes.

EVALUATION OF INSERTION AND REMOVAL FORCES AND FRACTURE STRENGTH OF MINI-IMPLANTS USED IN ORTHODONTIC TREATMENTS IN DIFFERENT REGIONS OF MAXILLA AND JAW.

Eliana Ionara de Oliveira Pesqueira

ABSTRACT

The objective of this study was to identify the best insertion torque and removal of mini-implants inserted in artificial bone with densities similar to anterior, middle and posterior regions of the jaws. One hundred and twenty mini-implants with a twin crew design (compact and self-drilling) were inserted into artificial bones with densities and thickness similar to cortical and trabecular bones of the maxilla and mandible. Analysis with electron microscopy was performed before and after the tests. The torque values obtained during the insertion and removal were measured using a digital torque wrench. The analyzed results led to the conclusion that the insertion and removal torques were larger with increase in bone density and cortical thickness. The design of the threads of the mini-implants influenced the insertion torques. Threads with smaller steps increased the value of insertion torques. The anterior bone drilling installation reduces the insertion torque independent of bone density. Torque increased mainly by increasing the bone density and not necessarily with increased cortical thickness suggesting that the bone density of the trabecular bone must be taken into account con in designing and installation of mini-implants.

SUMÁRIO

	Pg
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 Características do tecido ósseo	3
2.2 Ossos sintéticos	21
2.3. Mini-implantes	23
3 MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 Desenvolvimento experimental	36
3.2 Mini-implantes e definição de corpos-de-prova	36
3.3 Composição química dos mini-implantes	40
3.4 Caracterização das propriedades mecânicas, ensaios de torque de inserção e remoção	42
4 RESULTADOS	50
4.1 Ensaios de torque e destorque	50
4.2 Microscopia eletrônica de varredura	60
5 DISCUSSÃO	65
6 CONCLUSÃO	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	74

LISTA DE TABELAS

	Pg
TABELA 1. Espessura de corticais ósseas da maxila. Medidas das distâncias a partir da linha cervical em milímetros (Hu et al., em 2009).	16
TABELA 2. Espessura de corticais ósseas da mandíbula. Medidas das distâncias a partir da linha cervical em milímetros (Hu et al., em 2009).	16
TABELA 3. Ensaio de compressão. Medidas obtidas a partir de 18 corpos-de-prova de cada densidade (Nacional Ossos).	22
TABELA 4. Ensaio de flexão. Medidas obtidas a partir de 18 corpos-de-prova de cada densidade (Nacional Ossos).	23
Tabela 5. Tabela de alocação de mini-implantes com inserção indireta.	37
Tabela 6. Alocação de mini-implantes com inserção direta.	38
Tabela 6. Alocação de mini-implantes com inserção direta.	40
TABELA 8. Torque em Ncm de inserção para 10 mini-implantes do grupo 1, MI 1,8x8x1 inserido em osso artificial com densidade de 0,64 g/cm ³ (40 PCF) com cortical de 1,5 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionado no final da tabela.	50
TABELA 9. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 2, MI 1,8x8x2 inserido em osso artificial com densidade de 0,20 g/cm ³ (12,5 PCF) com cortical de 2 mm de espessura. O maior torque inserção de cada ensaio foi relacionado no final da tabela.	51
TABELA 10. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 3, MI 1,5x6x1 inserido em osso artificial com densidade de 0,32 g/cm ³ (20 PCF) com cortical de 1,5 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionada no final da tabela.	52
TABELA 11. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 4, MI 1,5x6x2 inserido em osso artificial com densidade de 0,64 g/cm ³ (40 PCF) com cortical de 1 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionado no final da tabela.	53
TABELA 12. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 1. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.	56

TABELA 13. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 2. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.	57
TABELA 14 -. Torque de remoção de cada mini-implante do grupo 3. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.	57
TABELA 15. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 4. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.	58

LISTA DE FIGURAS

	Pg
FIGURA 1. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) do perfil transmucoso - Laboratório de Microscopia Eletrônica do IPEN.	36
FIGURA 2. Três componentes do mini-implante: cabeça, perfil transmucoso e rosca, que possui três partes: micro rosca, rosca autoperfurante e ponta ativa.	38
FIGURA 3. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Mini-implante medindo 15x6x2. A) Micro rosca. B) Rosca autoperfurante.	38
FIGURA 4. Resultados da composição química da liga dos mini-implantes obtida por espectroscopia de energia dispersiva. Titânio 86,1%, vanádio 9,8% e alumínio 4,1%.	40
FIGURA 5. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Ponta ativa lado rosca de mini-implante medindo 2x6x1.	41
FIGURA 6. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Ponta ativa lado fenda de mini-implante medindo 15x6x1.	42
FIGURA 7. Bloco de osso artificial de 13x 18x 2mm - Sawbones mostrando a cortical e o osso trabecular.	42
FIGURA 8. A) Perfuração das placas de ossos artificiais para confeccionar corpo-de-prova cilíndrico. B) Acabamento manualmente do corpo-de-prova.	43
FIGURA 9. Dispositivo preparado no laboratório do CCTM-IPEN. Conjunto dispositivo e bloco cilíndrico de osso artificial.	44
FIGURA 10. Furadeira de bancada e preparo dos blocos de osso artificial.	44
FIGURA 11. Perfuração do corpo-de-prova com broca para inserir uma trava que evita a rotação do bloco dentro da base.	45
FIGURA 12. Corpos-de-prova com diferentes densidades do osso artificial trabecular espessuras de corticais. A) Densidade 64 g/cm ³ e cortical com 1,5 mm. B) Densidade 20 g/cm ³ e cortical com 2 mm. C) Densidade 32 g/cm ³ e cortical com 1,5 mm. D) Densidade 40 g/cm ³ e cortical com 1 mm.	45
FIGURA 13. Suporte desenvolvido no CCTM- IPEN para estabilizar o torquímetro digital.	46
FIGURA 14. Torquímetro digital Instrutherm usado para a medição do torque.	46

FIGURA 15. Componentes do Kit Ortodôntico utilizado para inserção dos mini-implantes. Lança, fresa 1,0 mm, chave de inserção longa, chave de inserção curta e chave digital.	47
FIGURA 16. Ensaio de inserção de mini-implantes com torque de inserção ou remoção medidos.	47
FIGURA 17. Torquímetro e Imagem dos dados captados pelo Software SW 801U projetados na tela do <i>laptop</i>	48
FIGURA 18. Mini-Implantes e corpos-de-prova organizados na sequência em que os ensaios eram realizados, para obtenção de imagens em MEV.	48
FIGURA 19. Projeção em tela de laptop dos dados capturados pelo software SW 801U demonstrando gráfico dos dados de um ensaio..	49
FIGURA 20. Gráfico comparativo do torque de inserção dos grupos 1 e 2.	54
FIGURA 21. Gráfico comparativo do torque de remoção do grupo 1, osso similar a região mediana da mandíbula e grupo 2, osso similar a região posterior da maxila.	54
FIGURA 22. Gráfico comparativo do torque de inserção do grupo 1, osso similar a região mediana da mandíbula e grupo 4, osso similar a região anterior da mandíbula.	55
FIGURA 23. Máximo torque de inserção (MTI) dos 10 ensaios com mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro x 6 mm e corpo de prova com densidade de 64 g/cm ³ (40 PCF) similar à região anterior da mandíbula. ..	59
FIGURA 24. Máximo torque de remoção (MTR) dos 10 ensaios com mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento e corpo-de-prova com densidade de 0,64 g/cm ³ (40 PCF) similar a região anterior à mandíbula.	59
FIGURA 25. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da ponta ativa, lado da fenda de um mini-implante medindo 18x8x2.	60
FIGURA 26. Medidas da ponta ativa da rosca do MI 15x6x2. Medida do da porção final do ápice da rosca:274,0 µm. Medida do segundo passo: 67,8 µm. Medida do terceiro passo 71,0 µm. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura.	61
FIGURA 27. A) Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) de MI 15x6x2, mostrando a rosca autoperfurante com maior profundidade do filete (A) e maior passo (C) do que a profundidade (B) e o passo (D) da micro rosca. B) Medida do passo da rosca compactante de 312 µm e da rosca autoperfurante medindo 341 µm.	61

- FIGURA 28. Imagem de elétrons retro-espalhados obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrando passo da rosca autoperfurante de 1,48 mm e profundidade de 3,41 μm . Medidas da rosca micro rosca foram 1,29 mm do passo e 3,12 mm a profundidade do mini-implante medindo 15x6x2. 62
- FIGURA 29. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da ponta ativa do MI 15x6x1 após o ensaio de inserção. A) Lado da rosca. B) Lado da fenda. 62
- FIGURA 30. Imagem de elétrons retro-espalhados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície da ponta ativa, lado da fenda após o ensaio de torque de inserção e remoção. 63
- FIGURA 31. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura da superfície do perfil transmucoso após os ensaios. 63
- FIGURA 32. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície da micro rosca após o ensaio. 64

1 INTRODUÇÃO

Na ortodontia nas áreas onde uma força ativa é aplicada, há sempre forças reativas em direção oposta resultando na movimentação dos dentes de suporte denominada perda de ancoragem. Os mini-implantes ampliaram as possibilidades de tratamentos ortodônticos por permitir o controle da ancoragem (Kim et al, 2009), substituir os aparelhos extraorais, intraorais e não depender da colaboração do paciente para obter o resultado satisfatório do tratamento ortodôntico (Squeff et al, 2008).

Os mini-implantes são fabricados com liga composta de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti6Al4V), grau V, que confere maior resistência mecânica e promove menor osseointegração do que o titânio comercialmente puro facilitando a remoção do dispositivo, que tem indicação temporária. Estão disponíveis no mercado mini-implantes com diferentes diâmetros e comprimentos. Nova et al, 2008, citou em seu estudo medidas entre 1,5 mm a 2 mm, alturas entre 6 mm a 12 mm, transmucoso de 1 mm a 3 mm e cabeças do tipo convencional (botão) ou cabeça tipo *bracket*.

A estabilidade primária é relevante para a taxa de sucesso do mini-implante e está relacionada a alguns fatores como a qualidade óssea, geometria dos dispositivos e métodos de inserção. Dependendo do local de instalação nas diferentes regiões da mandíbula ou maxila, a qualidade óssea oscila entre o Tipo I mais denso ao Tipo IV mais poroso. O ortodontista pode escolher a combinação entre tipo, diâmetro e comprimento dos mini-implantes indicados para o tratamento a ser realizado. Diferenças significantes na espessura de cortical óssea podem ser notadas entre bases ósseas diferentes e entre regiões da mesma base óssea (Huja et al, 2005). A estabilidade do mini-implante durante o tratamento depende da densidade óssea, tecido gengival peri-implantar, desenho do mini-implante, da técnica cirúrgica e da aplicação de carga, sendo que a densidade óssea é considerada a chave para o sucesso (Wang et al, 2010).

O *design* dos mini-implantes influencia na estabilidade primária e secundária. A estabilidade primária é frequentemente avaliada por ensaios de força de inserção e remoção de mini-implantes inseridos em espumas de poliuretano com densidade controlada (Al Samak et al, 2012).

As falhas dos mini-implantes têm sido atribuídas a múltiplos fatores, sendo que o diâmetro e os locais de inserção são frequentemente citados. A perfuração do osso antes da instalação do dispositivo pode desempenhar um papel de sucesso ou insucesso. A taxa de perda é maior na mandíbula do que na maxila, devido às diferenças na espessura da cortical e densidade ósseas. O diâmetro reduzido aumenta o risco de fratura, contudo um diâmetro maior exige aumento de torque e pode causar micro fratura óssea, definida como alteração permanente da microestrutura do tecido ósseo. A micro fratura reduz a resistência mecânica do osso, o excesso interfere na cicatrização tecidual e perda do dispositivo. O torque excessivo é uma das causas de fratura ou perda do mini-implante. (Liu et al, 2012).

O conhecimento prévio da densidade óssea dos ossos maxilares poderia determinar um protocolo clínico de inserção mais adequado para os mini-implantes. Apesar das citações na literatura não há um consenso de quais características do mini-implante devem ser consideradas e qual a quantidade de torque recomendado na inserção em diferentes áreas da maxila e mandíbula.

OBJETIVO

O intuito do presente estudo foi:

- 1) Identificar a quantidade de torque de inserção e remoção de mini-implantes em diferentes combinações de cortical e trabeculado ósseo artificial.
- 2) Avaliar a resistência mecânica do mini-implante por meio de microscopia eletrônica de varredura.

REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Características do tecido ósseo

A relação entre a densidade óssea e a resistência à compressão da mandíbula humana foi descrita em estudo com o objetivo de identificar as propriedades mecânicas dos ossos trabecular e cortical, que relatou as implicações para o planejamento de instalações de implantes dentários. Ossos trabecular e cortical de nove mandíbulas frescas e congeladas de indivíduos com idade entre 56 e 90 anos foram seccionados nas regiões anterior (incisivos e caninos), mediana (pré-molares) e posterior (molares). Setenta e seis corpos-de-prova de osso trabecular cilíndricos com medula óssea *in situ* foram preparados e testados com compressão na direção vertical. Estes ensaios foram realizados com uma taxa de tensão constante de $0,01 \text{ s}^{-1}$ com e sem a presença da lâmina cortical. A densidade trabecular variou entre $0,85 \text{ g/cm}^3$ a $1,53 \text{ g/cm}^3$. A resistência à compressão final do osso trabecular variou de 0,2 MPa a 10,4 MPa, com um valor médio de 3,9 MPa. Os autores demonstram que o osso trabecular mandibular tem maior densidade, elasticidade e resistência à compressão máxima na região anterior do que nas regiões mediana ou posterior. A ausência de lâminas corticais diminuiu a elasticidade do osso. Concluíram que os resultados quantitativos confirmaram a necessidade de consciência clínica em considerar no planejamento de tratamentos com implantes as densidades ósseas do osso trabecular e espessura das lâminas (Misch et al, 1999).

A densidade óssea dos maxilares humanos foi classificada em cinco grupos por Misch em 1998, considerando o trabeculado do osso esponjoso e as características macroscópicas da cortical óssea. Foram descritos os grupos: D1: osso cortical denso com pouco osso trabeculado; D2: osso cortical denso associado com osso trabeculado grosso; D3: osso com cortical fina e trabeculado fino; D4: osso trabecular fino; D5: osso não-mineralizado (imaturo). O osso humano com densidade D1 apresentando pouco trabeculado, altamente mineralizado e suporta alta carga. Apresentou menor quantidade de vasos sanguíneos em relação aos demais grupos, portanto depende do perióstio para a sua nutrição e a localização mais frequente foi na região anterior da mandíbula. O osso tipo D2 teve maior quantidade de trabéculas e mais vascularização e do que

o tipo D1, com um maior suprimento sanguíneo interno possibilitando maior controle do aquecimento causado pela perfuração óssea. A localização mais comum foi na região anterior e posterior da mandíbula. O osso do grupo D3 apresentou um trabeculado mais fino do que o D2 e cortical fina associada. Suprimento sanguíneo bom e foi encontrado na região da maxila e posterior da mandíbula. Na região posterior da maxila o osso encontrado com frequência foi o tipo D4, que apresentou trabeculado fino com cortical fina ou sem cortical. Sendo um osso com menor densidade a estabilidade primária foi menor. O osso do grupo D5 apresentou a maior quantidade de trabéculas e foi encontrado na região posterior da maxila (Caula et al., 2000).

Outros aspectos foram descritos evidenciando as diferenças entre as regiões dos ossos maxilares. A microarquitetura do osso trabecular da mandíbula foi analisada através da ressonância magnética bidimensional (2D). O objetivo da pesquisa foi comparar os parâmetros obtidos através de imagens com diferentes áreas da mandíbula. Quarenta e cinco amostras com 8 mm de espessura de osso mandibular de quinze cadáveres frescos, sendo 9 homens e 6 mulheres, foram preparadas e obtidas imagens de raios X e ressonância magnética, utilizando a sequência *multislice* 2D, entre regiões infra-alveolar e intra-alveolar dos incisivos, pré-molares e molares. A calibração contínua foi fornecida por materiais de referência, simulando a absorção de raios X por ossos, tecidos moles pixel por pixel. Imagens sagitais de alta resolução foram obtidas pela ressonância magnética usando uma sequência de *multislice*. Foram definidos três tipos de imagens: região do elemento dentário, intermediária edêntula e mais próxima à base da mandíbula. As imagens com tons mais claros de cinza correspondiam a tecidos mineralizados como osso e dente, os tons mais escuros de cinza à medula do osso trabecular. Ampla gama de características arquitetônicas relativas ao tecido dental e ósseo foram identificadas visualmente. As medições por micro radiografia da largura média trabecular do osso humano está entre 100 e 300 μ m. Uma trabécula com 100 μ m é representada por pixel, portanto a espessura de 600 μ m de um *slice* refletem a projeção sobre duas ou três trabéculas. Os resultados mostraram que os parâmetros de estrutura trabecular do osso na mandíbula (valores médio e desvio-padrão) de espécimes de cadáveres do sexo masculinos comparados com femininos detectaram, que a largura da área óssea

e a rede trabecular foram significativamente maiores em espécimes masculinos em comparação com espécimes do sexo femininos, contudo os espaços entre as trabéculas foram maiores no sexo feminino. A orientação foi perpendicular às trabéculas em corpos-de-prova compostos por regiões edêntulas. A aparente largura do osso trabecular foi significativamente mais elevado nas regiões intermediárias do que nas edêntula (mais próximo a base da mandíbula). A menor rede trabecular foi encontrada na região incisal. A orientação preferencial das trabéculas foi perpendicular ao eixo do dente, especialmente em espécimes molares. O estudo concluiu que a área óssea, a rede trabecular e os espaços entre as trabéculas de diferentes regiões da mandíbula, podem ter uma relação com a competência biomecânica do osso trabecular e desempenhar um papel na estabilização primária do implante dentário e no tempo necessário para o carregamento de carga sobre o implante (Chöel et al, 2004).

A densidade óssea e espessuras de corticais das regiões anterior, mediana e posterior de maxilares foram pesquisadas, bilateralmente, de quatro cães da raça beagle, que receberam 56 mini-implantes de titânio, medindo 2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, instalados trinta minutos antes dos animais serem sacrificados. Quatorze dispositivos foram inseridos em cada animal, ancorados em apenas uma cortical, incluindo dois dispositivos na região de palato. Foram preparados corpos-de-prova com 4 mm de ossos envolvendo os mini-implantes. Testes de remoção (*pull out*) foram realizados e os corpos-de-prova seccionados e as lâminas corticais foram analisadas em microscópio. Análises estatísticas foram realizadas por testes ANOVA W Tukey- Kramer. Os resultados demonstraram que na região anterior foi encontrado o menor valor médio de resistência e na região de molares o maior valor. As espessuras das lâminas corticais apresentaram diferenças importantes: na região anterior da maxila e mandíbula foram encontradas as menores espessuras corticais, medindo 1,3 mm em média e na região posterior a espessura foi de 2,4 mm. A análise de regressão sugeriu uma fraca, no entanto significativa correlação entre os valores de resistência e a espessura da cortical óssea. Os sítios ósseos mais espessos foram encontrados próximos às corticais das regiões vestibular e lingual dos caninos superiores com 2,3 mm e 2,4 mm, respectivamente. Os locais mais finos foram encontrados no processo pterigomaxilar com 1,0 mm de espessura e

próximo à sutura zigomática maxilar com 1,1 mm. Houve uma correlação à medida que a espessura diminuiu e a densidade óssea aumentou. Na maxila, a cortical da região do músculo masseter mostrou significante dureza, bem como as áreas vestibular e lingual dos primeiros molares superiores, apesar existir diferenças entre estes dois sítios (Huja et al. 2005).

As diferenças entre o osso cortical alveolar e do corpo dos maxilares foram investigas em maxilares dentados, frescos e congelados de 15 adultos, sendo 7 mulheres e 8 homens. Foram removidos cilindros com espessura única da lâmina cortical de três regiões distintas: palato, quatro amostras do osso alveolar e sete amostras da maxila. As amostras foram demarcadas com linha de grafite paralelas ao plano oclusal. As propriedades físicas das amostras foram medidas e testes de propriedade do material foram realizados através da técnica de transmissão de pulso. As análises de dados circulares foram utilizadas para descrever as orientações de rigidez máxima e para testar as diferenças entre os sítios ósseos pesquisados. Os resultados demonstraram que os ossos corticais na região alveolar tenderam a ser mais espessos, menos denso e mais rígido em relação ao corpo da maxila. As regiões com maior consistência foram as alveolares e o pilar frontomaxilar e as partículas do osso cortical foram alinhadas verticalmente dos incisivos até a órbita. As propriedades elásticas foram mais variáveis na maxila do que na mandíbula. As regiões dos incisivos, pré-molares e molares seguiram a mesma tendência, as espessuras variaram entre 2,1 a 2,4 mm e a densidade variou entre 1,64 g/cm³ a 1,75 g/cm³. Na região pterigomaxilar (área vestibular do terceiro molar), a densidade foi de 1,61 g/cm³ com o osso cortical muito mais fino, medindo 1,2 mm de espessura e com menor elasticidade. A região superior a esse sítio apresentou módulos de elasticidade bastante elevados. Diferenças significativas foram encontradas entre os sítios em relação à anisotropia. A região próxima ao final da raiz do canino, próximo ao processo piriforme teve a maior anisotropia. A região de molares e pré-molares tiveram as menores anisotropia. A região de pré-molares e molares mostraram significativa rigidez, porém os corticais vestibulares e linguais destas áreas mostraram diferente rigidez. A orientação uniforme de tensão no osso durante a mastigação reflete a direção vertical da tensão máxima nas regiões de caninos e molares superiores. A maxila sustenta cargas oclusais semelhantes à mandíbula, no

entanto foram encontradas somente em sete regiões das quinze pesquisadas, que tenderam ter uma maior variabilidade na orientação do que a maioria dos locais pesquisados na mandíbula. As corticais do osso alveolar vestibular mostraram um padrão paralelo com as raízes dos dentes, no entanto na região lingual, os sítios alveolares mostraram uma orientação perpendicular à raiz do dente com máxima rigidez. A exceção foi a região pterigomaxilar com osso mais finos, menos denso e com as corticais menos resistentes fez desta região uma área que resiste a fracas cargas oclusais. As propriedades materiais do osso cortical são importantes para interpretar tensão óssea. As regiões com maiores anisotropias, comum quando há maior variação na direção da rigidez óssea é mais propensa a erros de cálculo de tensão e cargas pré-definidas, além da falta de orientação consistente. As variações de anisotropia e orientações de rigidez máxima na mandíbula são menores e as estimativas razoáveis. O estudo concluiu que para se explorar a relação entre o padrão de estresse e as propriedades intrínsecas do osso deve-se considerar as propriedades estruturais extrínsecas da maxila e mandíbula, incluindo a massa óssea, propriedades materiais, organização de cortical, trabecular ósseo e a carga recebidas. As diferenças das características ósseas dos maxilares poderiam ser melhores analisadas através de elementos finitos (Peterson et al 2006).

Um estudo foi realizado com o intuito de analisar a resistência mecânica do tecido ósseo e sua fragilidade, para verificar se estão relacionadas à estrutura e microestrutura do osso cortical. Foram utilizados ossos artificiais da marca Sawbones compostos de folha de epóxi e espuma rígida de poliuretano sólido similares aos ossos cortical e esponjoso para preparar corpos-de-prova com 10 mm de largura e 10 mm de altura, onde foram inseridos 100 mini-implantes. Os autores deste trabalho apontaram inúmeras características que puderam contribuir para a variação da resistência óssea, entre elas a densidade mineral, teor mineral, espessura dos cortes, área de secção transversal cortical, porosidade cortical, cristalinidade ou a presença de micro fissuras. Estas não só enfraqueceram o tecido ósseo cortical como proporcionaram um mecanismo eficaz para a dissipação de energia. A conclusão deste estudo foi que a microestrutura influenciou a competência mecânica do osso inteiro e a sua fragilidade. Espessura cortical, a área cortical e momento da área de inércia são

fortes indicadores de resistência óssea e resistência à fratura. A estrutura cristalina proporcionou influência à resistência à compressão e a fragilidade. As fibras de colágeno aumentaram a resistência à tração e a tenacidade. As microfissuras é um mecanismo eficaz para a dissipação de energia durante eventos de forças excessivas. O acúmulo de microfissuras relacionadas à idade de micro lesões enfraquece a cortical do tecido ósseo (Augat et al, 2006).

Objetivando analisar a cortical óssea dos ossos maxilares foi realizada pesquisa avaliando 28 pacientes, sendo 14 homens e 14 mulheres. Tomografias computadorizadas foram obtidas com 20 mm de campo de visão, 120 kV, 200 mA, tempo de varredura de 0,5 s/rotação, espessura de corte de 1,0 mm. As imagens foram salvas como Digital Imaging e Comunicações em Medicina arquivos (DICOM), foram reconstruídas em imagens tridimensionais usando V-obras 4.0TM (CyberMed, Seul, Coreia). Para medir a espessura do osso cortical maxilar, imagens sagitais foram preparadas ao longo da linha que passa no ponto de contato e em paralelo com o longo do eixo de dentes. A espessura do osso cortical da área inter-radicular e vestibular da maxila foi mensurada a 2, 4 e 6 mm da crista alveolar com 4 ângulos de inserção diferentes. Mini-implantes foram instalados perpendicular ao longo eixo do dente e com angulações de 0°, 15°, 30° e 45° em relação à superfície da raiz. Imagens sagital de tomografia computadorizadas de linhas que passaram pelo ponto de contato e em paralelo ao eixo longitudinal dos dentes. Análise de variância (ANOVA) e Fisher foram utilizados no nível de $P < 0,05$, para comparar diferenças na espessura do osso cortical e proximidade da raiz em diferentes níveis. Diferenças entre homens e mulheres, entre esquerda e lados direito foram avaliados. Os valores médios de espessura do osso cortical maxilar foram menores na região entre incisivos centrais e no espaço interdental entre os incisivos central e lateral. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre homens e mulheres, entre os lados esquerdo e direito. Ao nível de 2 mm a partir da crista alveolar, uma maior espessura do osso cortical maxilar foi encontrado. Não houve diferenças significativas entre os maiores ângulos de inserção, com a exceção da espessura do osso cortical com a inserção de 45°, que foi maior do que na região de incisivos centrais. A 4 mm da crista alveolar, a espessura foi maior em todos os locais onde a instalação foi feita com ângulo de 45°. Os autores concluíram que os mini-

implantes inseridos com angulação envolveram maior quantidade de osso cortical da maxila. A topografia da superfície do osso cortical vestibular deve ser considerada na instalação com inclinação de mini-implantes (Lim et al, 2008).

A espessura do osso cortical vestibular de cada área interdental foi investigada em estudo com o objetivo de auxiliar no planejamento da instalação de mini-implante. A amostra consistiu de 30 crânios secos de adultos e o critério de inclusão foi no máximo ausência de dois dentes, excluindo os terceiros molares. Os crânios foram submetidos à tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) em máxima intercuspidação, a 100 kV e 10 mA. Através de cada área de contato foram feitas *slices* bidimensionais com 0,28 mm de espessura, dividindo a distância inter-radicular e orientado perpendicularmente à superfície do osso, obtendo a imagem do osso cortical e esponjoso. A demarcação dos diferentes tipos de qualidade óssea foi feita manualmente identificando de cinza o osso esponjoso e de branco o cortical. Foram definidos pontos de medição a partir da crista alveolar medindo 2 mm, 4 mm e 6 mm em direção ao ápice e perpendiculares à superfície óssea. Os dados foram inseridos em planilha Excel. Dez crânios foram selecionados aleatoriamente, todas as medidas foram feitas duas vezes no intervalo de duas semanas. A análise estatística foi feita através do Software SPSS. A análise preliminar de dados indicou a distribuição normal de frequência da amostra e igualdade de variâncias. A correlação intraclasse foi usada para determinar a confiabilidade socioeconômica e a análise de variância (ANOVA) foi usada para testar as diferenças na espessura do osso cortical. O nível de significância foi fixado em 0,05. O resultado da análise estatística demonstrou que em média, o osso cortical vestibular era mais espesso na mandíbula do que na maxila e que as regiões vestibulares da maxila e mandíbula apresentaram maior espessura das lâminas corticais anteriores do que a região de pré-molares. Houve diferenças significativas na espessura das corticais de toda a maxila e na região anterior da mandíbula. O osso maxilar apresentou a maior espessura no nível de 6 mm e a menor no nível de 4 mm. Na região anterior da maxila e mandíbula a espessura foi aumentando progressivamente até distanciar 6 mm da crista alveolar. A espessura do osso cortical em ambos maxilares aumentou quando maior era à distância do plano sagital distalmente, exceto na região do segundo molar superior, onde houve diminuição da

espessura. A pesquisa concluiu que a espessura interdental do osso vestibular parece variar de acordo com um padrão distinto. O conhecimento deste padrão pode auxiliar no preparo adequado e seleção do sítio de instalação do mini-implante (Baumgarten et al 2009).

Estudo realizado através de tomográfica computadorizada de trinta adultos (15 homens e 15 mulheres) com oclusão normal com o objetivo de verificar a densidade óssea dos sítios de instalação de mini-implantes, comparando a profundidade e a área nas regiões anterior e posterior, vestibular e lingual dos maxilares. A densidade foi gravada em unidades Hounsfield com instalação simulada de mini-implantes, as imagens foram obtidas por meio de um detector multifuncional scanner CT, com *slices* de 2,5 mm de espessura, em passo 3 e tempo de digitalização de 0,8 segundos. Os sujeitos foram escaneados em posição supina, desde o mento até 180 mm em direção ao topo do crânio. A posição da cabeça foi ajustada para que plano horizontal de Frankfurt ficasse paralelo à base do *scanner*. Após a digitalização DICOM foram criados *slices* com 1,0 mm de espessura. As imagens foram reformatadas em 3 D (tridimensional) com o programa Windows da V-implante. O contraste foi regulado para visualização adequada dos ossos corticais e esponjosos dos maxilares. Foram captadas imagens dos arcos dentários a partir do segundo molar direito até o segundo molar esquerda, incluindo a região retromolar da mandíbula e a tuberosidade da maxila. A colocação de mini-implantes com 1,0 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento foi simulada em áreas interdentais de ambos os maxilares, a 3 mm da raiz distal do segundo molar na área retromolar da mandíbula e na tuberosidade da maxila. Nas regiões vestibular, lingual e palatina. Os dispositivos foram posicionados a 4 mm da crista alveolar nos espaços interdentais, nas regiões vestibular, palatina e lingual. A angulação dos parafusos foi programada para ser perpendicular à superfície do osso e a 40° do plano de referência vertical. Na região anterior do maxilar, de canino direito a canino esquerdo, o ângulo foi paralelo ao plano de referência horizontal. A análise estatística foi realizada utilizando o SPSS software. O teste t foi utilizado para comparar a média da densidade óssea entre os sexos após a confirmação de distribuição normal em cada local com o teste de Shapiro-Wilk. Não houve diferenças entre os sexos em qualquer site de instalação. Os valores do osso de

média densidade foram 467 a 1103 HU para a maxila e 721 a 1215 HU para a mandíbula, indicando alguma variabilidade de acordo com a área. A maioria das áreas mostrou significativa diferença de acordo com a profundidade. A densidade óssea foi classificada como D1, D2, D3 e D4 com o método de Misch e Kircos. Diminuição da densidade óssea em relação à profundidade ficou mais nítida na região posterior do que na anterior. Houve um aumento na densidade média de posterior para anterior, exceção à região vestibular da mandíbula, que não apresentou diferenças significativa em qualquer área. Comparando a média da densidade óssea entre o lado lingual e vestibular da mandíbula, o lado lingual apresentou maior espessura na região anterior. Não houve diferença entre a região vestibular e palatina da maxila. Entre a maxila e mandíbula, ficou demonstrado que o maxilar inferior obteve valor mais alto, principalmente na área vestibular posterior. A média da densidade óssea na maxila foi menor na área da tuberosidade maxilar e teve um aumento progressivo da região posterior para anterior. A maior densidade mineral óssea foi detectada entre os incisivos centrais e laterais. Na mandíbula as regiões vestibulares entre os primeiros e os segundos molares mostraram a maior espessura. A face lingual mostrou uma tendência crescente de posterior para anterior. Os autores utilizaram a classificação de Misch e Kircos para citarem que as seguintes regiões da maxila classificadas como osso com densidade D3: disto vestibular do segundo molar, entre os primeiros e segundos molares, entre o primeiro e segundo pré-molar, entre o canino e lateral e a disto palatina do segundo molar. O mesmo ocorreu entre os primeiros e segundo molares, entre o primeiro molar e segundo pré-molar. Os demais sítios da maxila foram classificados como D2. Na mandíbula a face disto lingual do segundo molar foi classificada como D3 e todos os demais sítios foram classificados como D2. A distribuição da maxila ficou composta de 43% de osso D3 e 57% osso D2. A mandíbula apresentou 92% de osso D2. Na região de osso edêntulo a densidade óssea foi menor. Comparando a densidade óssea entre as áreas posteriores, a região entre os primeiros e segundo molares eram mais espessas do que entre os primeiros e segundos pré-molares, exceto para a face lingual mandibular. Na área anterior, a densidade óssea próxima aos incisivos centrais e laterais foi maior do que entre os dentes incisivos centrais. Estes resultados sugeriram que houve aumento da densidade óssea em áreas com

menor distância inter-radicular. A conclusão dos autores foi que em uma comparação da densidade óssea de acordo com a profundidade em cada local, densidade óssea tende a diminuir com o aumento da profundidade, particularmente na área posterior. Houve um aumento um aumento progressivo de posterior para a anterior, exceto para o lado vestibular mandibular, que não houve diferenças significativas. Uma comparação da densidade óssea média entre os lados vestibulares e linguais na mandíbula mostrou que a face lingual teve valores mais altos na área anterior e não foram observadas diferenças distintas entre os lados vestibulares e linguais na maxila. Uma comparação da densidade óssea média entre a maxila e mandíbula mostrou que a mandíbula tinha valores mais altos e estas diferenças foram mais significativa na parte vestibular da área posterior. Os resultados sugeriram que as diferenças na densidade do osso de acordo com a profundidade e a área devem ser consideradas na seleção de mini-implantes para inserção (Choi et al 2009).

A influência da perfuração com diferentes diâmetros e profundidades antes da inserção de mini-implantes, foram avaliadas através da instalação de mini-implantes com 1,6 mm de diâmetro com 10 mm de comprimento em doze blocos de osso ilíaco. Foram feitas perfurações com 1,0, 1,1, 1,2 e 1,3 mm de diâmetro e 7,5, 8,5 e 9,5 mm de comprimento e gravadas a estabilidade primária. Cinco parafusos com duplas roscas foram inseridos em cada bloco. Tanto a profundidade como o diâmetro influenciaram nos torques de inserção. As médias do torque de inserção para a profundidades de 7,5 mm, 8,5 mm e 9,5 mm foram e 5,16 Ncm, 6,55 Ncm e 9,43 Ncm respectivamente. Os torques obtidos com diâmetros de 1,0 mm, 1,1 mm, 1,2 mm e 1,3 mm foram 8,35 Ncm, 7,75 Ncm, 6,17 Ncm e 5,31 Ncm, respectivamente. O estudo concluiu que maior profundidade resultou em torques de inserção mais elevados, por consequência maior estabilidade primária (Wilmes et al 2009).

Os efeitos mecânicos do comprimento e da forma de mini-implantes foram analisados medindo o torque de inserção e remoção. Os mini-implantes tinham 1,6 mm de diâmetro. O comprimento era de 6 mm e 8 mm, cilíndrico, cônico e dupla-roscas. Sessenta mini-implantes distribuídos em 6 grupos com 10 mini-implantes cada, classificados conforme o comprimento em SC = 6 mm cilíndrico, LC = 8 mm cilíndrico, ST = 6 mm cônico, LT = 8 mm, SD = 6 mm dupla rosca e

cônico e LD = 8 mm dupla rosca e cônico. Os grupos SD e LD possuíam micro roscas na parte cervical. Todos foram inseridos abaixo do osso cortical do corpo-de-prova formado por osso artificial Sawbones com osso trabecular de 30 PCF (*pounds per cubic feet*). A inserção ocorreu com velocidade de 30 RPM e os dados gravados pelo software Impdat. Os padrões de torque de inserção foram medidos em 8 s, 4 s e 0 segundos para obter o máximo torque de inserção. O torque de remoção foi medido em 2 e 4 segundos. O torque de remoção foi utilizado para avaliar a eficiência mecânica do mini-implante. O tempo foi analisado para comparar o padrão de inserção entre os grupos. Testes de Kruskal-Wallis foram feitos para determinar as diferenças entre a forma cilíndrica, grupos do atarraxamento e dupla-rosca. Foram utilizados os métodos estatísticos de Mann-Whitney U-test para determinar a diferença entre os grupos. Os resultados indicaram que o torque de inserção foi gradualmente aumentado em todos os grupos. Nos grupos de forma cônica o torque aumentou repentinamente durante a inserção e diminuiu da mesma forma durante a remoção. Houve um aumento suave do torque de inserção e uma redução suave de remoção nos grupos dupla-rosca. A forma cilíndrica tinha o menor torque máximo de inserção e torque máximo de remoção em cada comprimento. A forma dupla-rosca mostrou maior torque máximo de remoção, torque de remoção em cada comprimento. A relação de torque dos grupos de dupla rosca foi significativamente maior do que outros grupos em cada comprimento. A reação de torque dos grupos cilíndricos foi menor em cada comprimento. Os resultados apresentaram que a forma cilíndrica teve o menor torque máximo de inserção e torque máximo de remoção em cada comprimento. Os mini-implantes de forma cônica mostrou o torque máximo de inserção mais elevada em cada comprimento, no entanto a forma de dupla-rosca mostrou significativamente maior máximo torque de remoção e torque de remoção de cada comprimento. Grupos de dupla-rosca mostraram um aumento suave do torque de inserção e uma suave redução do torque de remoção, em contraste com os outros grupos. No entanto, apresentou maior tempo do máximo torque de inserção e inclinação. Os autores concluíram que a forma de dupla-rosca forneceu melhor estabilidade mecânica com alto torque de remoção, necessitando de melhorias para reduzir o tempo de inserção, diminuindo o estresse sobre o tecido ósseo ao redor do mini-implante (Kim et al,

2009).

Imagens tridimensionais de feixe cônico de sessenta pacientes adultos foram obtidas antes do tratamento com o intuito de medir o espaço inter-radicular, espessura do osso cortical e largura do processo alveolar com o objetivo de compreender os aspectos de segurança e estabilidade na instalação de mini-implantes. As medidas foram obtidas nas regiões de caninos até os molares em três diferentes níveis verticais da junção amelocementária. A espessura do osso palatino foi obtida em cinco diferentes posições incluindo a região retromolar. Os resultados obtidos mostraram que as distâncias inter-radicular na maxila variaram de 1,6 a 3,46 mm e aumentaram a partir da junção amelocementária ao ápice. As maiores medidas foram obtidas entre o segundo pré-molar e o primeiro molar superiores. As distâncias interradiculares mandibulares variaram de 1,99 mm a 4,25 mm e foram maiores que as mensuradas na maxila. Espessuras do osso vestibular maxilar e mandibular foram de 1,12 mm para 1,33 mm e de 1,25 mm para 2,98 mm, respectivamente. Na maxila e mandíbula o osso vestibular aumentou a partir da junção amelocementária em direção ao ápice. A largura do processo alveolar na maxila aumentou progressivamente de 3,74 mm para 5,78 mm e na mandíbula. A região da linha mediana do osso palatino apresentou 7,04 mm de espessura próximo ao forame incisivo e 6,99 mm na região do palato mole. A região retromolar apresentou espessura do osso cortical de 1,96 mm aumentando para 2,06 mm. Os autores concluíram que nas regiões posteriores a espessura do osso alveolar mediu a partir de 1 mm. Consideraram sítios interradiculares seguros para instalação de mini-implantes entre o segundo pré-molar e o primeiro molar realizando a inserção na face vestibular do osso da maxila, na face palatina a região mais adequada foi entre os molares e na mandíbula os espaços inter-radicular a partir do primeiro pré-molar para o segundo molar inferior na face vestibular. A região retromolar mandibular foi considerada excelente local para instalação de mini-implantes. Os autores recomendaram como medida ideal os parafusos de 1,2 mm a 1,6 mm de diâmetro e com comprimento de 6 mm a 7 mm, em função da limitação do espaço inter-radicular (Park et al 2009).

As relações existentes entre a raiz e as estruturas adjacentes foram pesquisadas a fim de identificar os melhores lugares para a instalação de mini-implantes. Foram utilizadas 20 mandíbulas de pacientes com idade ente 45 anos e 80 anos, 20 maxilas de pacientes com idade entre 29 anos e 75 anos. Preparados blocos de resina envolvendo os ossos, realizados 10 cortes transversais com 1,0 mm de espessura, a partir de 1,0 mm da linha cervical. Nesses 200 cortes, avaliaram-se as distâncias inter-radicular vestibular e lingual, largura óssea vestibulo lingual, espessura do osso cortical vestibular e lingual, por fim, a espessura das mucosas vestibular e lingual. Os resultados demonstraram que em relação à espessura do osso cortical alveolar maxilar há uma menor espessura na região posterior do que na anterior. A espessura do osso cortical palatino foi semelhante à espessura do osso cortical vestibular anterior. No entanto, houve um aumento de cerca de 0,5 mm a partir da linha cervical para o ápice da raiz. Na mandíbula foi encontrada uma cortical óssea posterior mais espessa que a anterior. Os autores informaram as espessuras das corticais da maxila, conforme a Tab. 1 e as espessuras das corticais da mandíbula, conforme a Tab. 2. O osso cortical vestibular maxilar era mais grosso na região posterior dos dentes do que na região dentes anteriores, mas a diferença (0,2 mm) era pequena e da espessura não se alterou a partir da linha cervical até o ápice da raiz. A espessura do osso cortical mandibular aumentou de anterior para posterior e nas áreas dos dentes e da linha cervical até o ápice da raiz. A alteração na espessura do osso foi maior na região dos dentes posteriores do que na região anterior dentes. O osso cortical mandibular era mais espesso no lado lingual do que no lado vestibular da região dentes anteriores e no lado vestibular mais espessa do que no lado lingual na região de dentes posteriores. A espessura do osso cortical foi semelhante nos arcos mandibular e maxilar na região dentes anteriores, mas foi maior no arco mandibular na região dentes posteriores (Hu et al., em 2009).

TABELA 1. Espessura de corticais ósseas da maxila. Medidas das distâncias a partir da linha cervical em milímetros (Hu et al., em 2009).

Dente	Face	1	2	3	4	5	6	7	8	9
IC/IL	V	1,0	1,0	1,1	1,1	1,2	1,2	1,1	1,3	1,2
	P	1,0	1,1	1,2	1,2	1,6	1,5	1,3	1,5	1,4
IL/IC	V	1,1	1,0	1,1	1,0	1,1	1,2	1,2	1,2	1,3
	P	1,1	1,2	1,2	1,3	1,5	1,6	1,5	1,4	1,5
C/1P	V	1,1	1,1	1,1	1,0	1,1	1,2	1,1	1,0	1,1
	P	1,1	1,3	1,2	1,3	1,5	1,7	1,6	1,6	1,6
1P/2P	V	1,2	1,1	1,1	1,0	1,1	1,1	1,0	1,1	1,1
	P	1,2	1,2	1,2	1,2	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5
2P/1M	V	1,1	1,2	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,1	1,2
	P	1,2	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,4	1,7
M/2M	V	1,2	1,3	1,1	1,5	1,3	1,2	1,2	1,2	1,4
	P	1,1	1,1	1,3	1,2	1,3	1,3	1,5	1,6	1,6

IC = Incisivo central; IL = Incisivo lateral; C = Canino; 1P = Primeiro pré-molar; 2P = Segundo pré-molar; 1M = Primeiro molar; 2M = Segundo molar; V = Vestibular; P = Palatina

TABELA 2. Espessura de corticais ósseas da mandíbula. Medidas das distâncias a partir da linha cervical em milímetros (Hu et al., em 2009).

Dente	Face	1	2	3	4	5	6	7	8	9
IC/IL	V	0,9	1,0	1,1	1,1	1,3	0,9	1,0	1,1	1,6
	L	1,1	1,3	1,4	1,4	1,6	1,6	1,6	1,6	1,3
IL/C	V	1,0	1,2	1,3	1,3	1,3	1,2	1,2	1,4	1,3
	L	1,3	1,4	2,0	2,2	2,3	2,2	2,2	2,3	2,3
C/1P	V	1,3	1,5	1,4	1,5	1,5	1,6	1,5	1,6	1,5
	L	1,5	1,7	2,0	2,2	2,7	2,5	2,5	2,8	2,8
1P/2P	V	1,5	1,5	1,6	1,6	1,7	1,7	1,7	1,8	1,9
	L	1,5	1,7	1,9	2,2	2,5	2,6	2,7	2,7	3,0
2P/1M	V	1,7	1,8	1,9	1,9	1,9	2,0	2,2	2,3	2,5
	L	1,4	1,6	1,8	2,1	2,3	2,5	2,4	2,5	2,5
1M/2M	V	2,0	2,4	2,3	2,7	3,0	3,2	3,5	3,5	3,8
	L	1,7	1,8	1,7	2,1	2,3	2,4	2,2	2,4	3,0

IC = Incisivo central; IL = Incisivo lateral; C = Canino; 1P = Primeiro pré-molar; 2P = Segundo pré-molar; 1M = Primeiro molar; 2M = Segundo molar; V = Vestibular; L = Lingual

O índice de sucesso dos mini-implantes foi avaliado em estudo com 134 indivíduos, sendo 96 mulheres e 38 homens com idade média de 43,5 anos. 275 mini-implantes autoperfurantes medindo 7 mm, 9 mm e 11 mm de comprimento com 1,3 mm e 1,6 mm de diâmetro com perfil transmucoso baixo, médio e alto foram instalados. Movimentos ortodônticos de intrusão de incisivo e molares; verticalização e distalização de molares; e retração de dentes anteriores foram realizados. Os autores relataram um índice de sucesso de 92,4%. As características biométricas dos indivíduos, o diâmetro, comprimento, altura do perfil transmucoso e região de inserção não foram associados à perda de mini-implantes, quando analisados individualmente. No entanto, quando comparadas os sítios de inserção entre os maxilares, a mandíbula demonstrou maior probabilidade de perda e quando associadas às características biométricas referente a idade e gênero dos indivíduos, as características do mini-implante como diâmetro, comprimento e sítio influenciaram significativamente a probabilidade de perda do dispositivo. A mandíbula apresentou 3,82 vezes mais propensão à perda de mini-implantes do que a maxila (Freitas, 2010).

A influência de diferentes torques de inserção na distribuição de tensões e deformações nos ossos corticais e esponjosos foi avaliada através do método de elementos finitos tridimensional. Uma tomografia computadorizada foi tirada de um paciente e obtida imagem em formato DICOM. Um modelo matemático representativo do segmento anterior da maxila foi construído através de software e a geometria de um implante hexágono externo com 4,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento foi utilizada para construir um projeto de implante com software Solid Works 2010. Este implante foi adaptado na região correspondente ao incisivo central superior direito e o modelo inicial foi importado para o programa de elementos finitos. Cada modelo recebeu um implante com torque de inserção de 30 Ncm, 40 Ncm, 50 Ncm, 60 Ncm, 70 Ncm e 80 Ncm. Estes valores foram aplicados usando-se forças sobre o hexágono externo do implante, perpendicular ao longo eixo e tangente a plataforma do implante. O estresse máximo e a tensão máxima dos ossos corticais e esponjosos ao redor do implante foram obtidas. Os testes de correlação de Pearson foram usado para determinar a relação entre o torque de inserção e a concentração de estresse, considerando o nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram que houve maior estresse nos

ossos esponjosos e corticais após aumentar o torque de inserção. O estresse máximo foi menor para o osso esponjoso, com maior variação de tensão entre os torques de inserção. A tensão máxima foi maior no osso esponjoso do que no osso cortical. O estresse máximo para os torques de inserção de 30 Ncm, 40 Ncm e 50 Ncm foram de 0,114 MPa, 0,144 MPa e 0,168 MPa, respectivamente. Os torques de inserção mostraram uma correlação significativa entre o estresse máximo e a tensão máxima. Os autores enfatizaram, que sob alta tensão, alterações significativas ocorreram na dinâmica da angiogênese prejudicando a formação de novos vasos sanguíneos, causando hipóxia nos tecidos Peri implantares, inibindo a formação óssea e favorecendo a formação de cartilagem e tecido conjuntivo. Quando a energia mecânica é demasiadamente elevada, osteócitos são induzidos à morte, seguinte de destruição óssea. Os resultados demonstraram que a tensão principal máxima aumentou em 648% entre 50 Ncm e 60 Ncm no osso esponjoso. Os autores citaram que existe uma correlação significativa entre a densidade óssea, o torque de inserção e a estabilidade primária. O osso cortical apresentou menor capacidade de dissipar as tensões e um aumento mais uniforme do torque de inserção, com maior tensão principal máxima em comparação com o tecido esponjoso, isto devido às propriedades mecânicas diferentes entre os ossos esponjosos e corticais. A análise computacional por elementos finitos mostrou grande versatilidade na análise de modelos complexos o método analítico, permitindo identificar a homogeneidade entre diferentes modelos com torques de inserção variados, que são difíceis de obter em um estudo experimental com modelos físicos (Sotto-Maior et al, 2010).

A maxila e mandíbula têm detalhes anatômicos além das diferentes características ósseas e periodontais em diferentes regiões, exigindo que o torque de inserção seja adequado para cada uma delas resultando em adaptação correta do dispositivo ao tecido gengival e ósseo. (Ladeia Jr. et al, 2011).

A espessura e a profundidade do osso cortical foram investigadas considerando a sua importância na instalação de mini-implantes. Imagens do osso cortical de trinta crânios secos de adultos, sendo 26 homens e 4 mulheres foram obtidas através de tomografia computadorizada de feixe cônico com medidas de 4 mm, 8 mm e 12 mm a partir da crista alveolar. Os critérios de inclusão foram indivíduos com maxila intacta e não mais de um dente ausente por

quadrante. Seis regiões interdentais foram pesquisadas em cada quadrante, da face mesial do canino superior até a face distal do segundo molar superior. Foram considerados a espessura e profundidade do osso cortical vestibular e a distância interdental vestibulo-lingual do processo alveolar. O nível da crista alveolar foi definido como um milímetro apical à junção amelocementária. O nível L1 estava a 4 mm da junção amelocementária, L2 a 8 mm, L3 a 12 mm e próximo ao ápice dos dentes. O sítio interdental C1 estava localizado entre o terceiro e segundo molar superior, aumentado a classificação em direção ao canino superior que foi classificado C6. Dez fatias foram obtidas das maxilas e repetidas duas vezes com intervalo de 6 meses. Não houve diferença significativa entre os dois lados das maxilas. Os resultados demonstraram que o osso cortical foi um pouco mais fino no nível L3 com 1,17 mm e mais espesso no nível L2 com 1,26 mm. O local com menor espessura foi no espaço interdental na distal do segundo molar superior com 1,06 mm e o sítio interdental com maior espessura ficou entre o canino e primeiro pré-molar superior com 1,33 mm. A espessura cortical obteve uma variação média de 1,0 mm no contato 2, espaço entre o primeiro e segundo molar no nível L3, até a 1,38 mm no contato 4, espaço interdental entre o primeiro e segundo pré-molar no nível L3. Os resultados obtidos para a profundidade do osso cortical foram diferentes em relação aos sítios interdentais. A menor medida foi obtida entre o incisivo lateral e o canino com 7,6 mm e a maior medida foi obtida na distal do segundo molar 9,84 mm. As medidas relacionadas com os níveis alcançaram a maior espessura foi no nível 1 (próximo à junção amelocementária) com 10,04 mm e a menor profundidade foi encontrada no nível 3 (na região apical das raízes) com 7,59 mm. Especificamente houve uma variação de 5,29 mm do contato 2, nível 3 para 12,62 mm no contato 1, nível 1. As medidas dos desvios foram altas para as profundidades ósseas. Este estudo foi realizado considerando a precisão das medições geradas através de tomografias *cone-beam*, que pode ser limitada pelo tamanho da menor unidade das imagens 3D digitais, denominadas voxels e foi utilizado o tamanho de 0,28 mm neste estudo, que considerou que quanto menor o objeto a ser medido, maior a probabilidade de que o tamanho do voxel afetaria a precisão. Citaram que na literatura há relatos de que as dimensões do objeto deve ser 3 a 4 vezes o tamanho do voxel para a alta precisão. Vários fatores foram citados que tornaram

vulneráveis a espessura do osso cortical como: a gengiva com a mucosa, densidade mineral do osso, mobilidade dos vasos sanguíneos, tensão muscular, cavidades nasal e sinusal. Áreas do osso cortical extremamente finas poderiam sofrer algumas imprecisões e isto pode ter limitado o estudo. A conclusão do estudo sugeriu que a profundidade e espessura da cortical podem ser diferentes dependendo do local a ser medido, tanto no sentido ântero-posterior como em direções ápice-coronal considerando as diferenças anatômicas individuais de cada local. O osso esponjoso tem maior módulo de elasticidade do que o osso cortical, tornando o último mais resistente às deformações, resultando em melhor qualidade para a estabilidade primária para implantes e mini-implantes. Os autores relataram que esta resistência deve ser considerada no planejamento dos mini-implantes, uma vez que a estabilidade primária é importante para obter uma adequada estabilidade secundária. Nas áreas com espessura de cortical com mais de 1,5 mm os autores recomendaram a perfuração óssea antes da inserção dos mini-implantes. A profundidade foi um fator considerado importante, uma vez que inserido o parafuso no osso palatino houve uma limitação do espaço interdentário méso-distal em direção à face vestibular, inclusive pela presença do seio maxilar. A maioria dos sítios de inserção póstero-superior investigado, não tiveram os mini-implantes totalmente envolvidos por osso e alguns apresentaram profundidade menor do que 6 mm, como a região de contato 1, nível 3. Na maxila, variações individuais para a profundidade do osso foram geralmente elevadas devido à grande variabilidade do seio maxilar. Os autores concluíram que o processo alveolar do osso palatino pode ser um local adequado para a instalação de mini-implantes, uma vez considerada a espessura e profundidade da cortical óssea, exceção a região póstero-superior da maxila (Baumgaertel et al, 2011).

A espessura da cortical óssea nas áreas vestibulares e linguais da mandíbula foram mensuradas através da tomografia computadorizada com o intuito de sugerir um guia clínico para instalação de mini-implantes. Participaram deste estudo 30 indivíduos, sendo 15 homens com idade média de 26,13 anos e 15 mulheres com idade média de 26,67. As imagens foram obtidas com um tomógrafo computadorizado Hissped com display de 9,6 cm de campo de visão (FOV), 200 mA, 120 kV, 1 segundo de tempo de digitalização e fatias de 1 mm de espessura. O plano oclusal de cada paciente ficou perpendicular ao solo. As

espessuras do osso interdental entre os dentes desde o canino até o segundo molar, de ambos os lados da mandíbula, foram medidas as faixas transaxial das imagens transaxial da tomografia computadorizada, usando o programa PiView Star-Coréia. As imagens foram divididas em fatias de 1 mm, foi desenhado uma linha a 4 mm abaixo da junção amelocementária e dois pontos foram colocados nesta linha correspondendo à união com o osso cortical nas faces vestibular e lingual. Foram calculadas as médias e desvios-padrão das espessuras ósseas corticais vestibular e lingual. O teste de Shapiro-Wilk revelou uma distribuição normal dos dados. Foram usados *t-test* independentes para comparar a espessura do osso cortical de homens e mulheres e entre os lados vestibular e linguais. Um teste ANOVA unidirecional de medidas repetidas foi utilizado para comparar as espessuras de osso cortical vestibular e lingual das áreas interdentais entre o canino e 2º molar em homens e mulheres. Todas as análises estatísticas foram realizadas pelo programa software SPSS (versão 19,0; SPSS Inc, Chicago, IL, EUA). Os resultados mostraram que o osso cortical foi mais espesso nas mandíbulas dos homens. O osso cortical lingual foi mais espesso do que o vestibular nos homens, a exceção ocorreu entre o 1º e 2º molares do lado direito e esquerdo. O osso cortical lingual foi mais espesso em todas as áreas das mandíbulas femininas ao ser comparados com a região vestibular. Na mandíbula o osso vestibular foi aumentando de espessura dos caninos até os molares. O osso cortical mandibular apresentou maior espessura entre o 1º e 2º molar, seguido da região interdentário entre o canino e primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar e por último na região entre primeiro e segundo molar. Os autores concluíram que havia mais de 2 mm de osso cortical em todas as áreas da mandíbula, exceção entre o canino primeiro pré-molar do lado vestibular. O osso cortical em ambos lados vestibular e linguais mandibulares é espesso o suficiente para aplicações de mini-implantes. As regiões áreas vestibular e linguais mandibulares são adequadas para instalação de mini-implantes (Kim et al 2012).

2.2 Ossos sintéticos

Os ossos sintéticos têm a densidade semelhante à encontrada em maxilares humanos permitindo a padronização dos espécimes e homogeneidade

das amostras, segundo Cristofolini et al, 2000. Autores publicaram ensaios de torque realizados em ossos artificiais frente a dificuldade de testar o torque em ossos humanos, por causa das variações de espessura e densidade do osso cortical e trabecular. (Lim et al, 2008, Kim et al, 2009).

A densidade óssea é um fator influente na estabilidade primária de implantes odontológicos, podendo comprometer o sucesso clínico do tratamento reabilitador. Ossos sintéticos têm sido utilizados como substitutos ósseos para a análise da estabilidade primária de implantes devido à sua similaridade aos ossos naturais, com a vantagem de serem homogêneos e se apresentarem em diversas densidades. Foram avaliadas as espumas de poliuretano da empresa Nacional Ossos de diferentes densidades, utilizadas como osso sintético para inserção de implantes, através de ensaios mecânicos de compressão e flexão, conforme mostrado nas Tabs. 3 e 4, em 120 corpos-de-prova de 0,16 g/cm³ (10 PCF - *pounds per cubic feet* = libras por pé cúbico), 0,24 g/cm³ (15 PCF), 0,32 g/cm³ (20 PCF) e 0,64 g/cm³ (40 PCF). Os resultados foram analisados através dos testes ANOVA e Tukey ($\alpha = 5\%$). Demonstraram que a espuma de poliuretano de 0,64 g/cm³ apresentou os maiores valores de força máxima, com diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) dos demais grupos: 0,16 g/cm³ = 0,24 g/cm³ < 0,32 g/cm³ < 0,64 g/cm³. Os ossos sintéticos 0,16 g/cm³ mostraram-se mais homogêneos e mais frágeis. Concluíram que a espuma de poliuretano de maior densidade é a mais indicada para ensaios mecânicos com implantes (Mazzo et al, 2012).

TABELA 3. Ensaio de compressão. Medidas obtidas a partir de 18 corpos-de-prova de cada densidade (Nacional Ossos).

Densidade do bloco (g/cm ³)	Força máxima média N (DP)	Tensão de compressão MPa (DP)
0,16	95 (21)	1,2 (0,3)
0,24	177 (56)	2,2 (0,7)
0,32	361 (146)	4,6 (1,9)
0,64	1494 (264)	19,3 (3,4)

DP = desvio padrão.

TABELA 4. Ensaio de flexão. Medidas obtidas a partir de 18 corpos-de-prova de cada densidade (Nacional Ossos).

Densidade do bloco (g/cm ³)	Tensão de força máxima média MPa (DP)	Força de ruptura média kgf (DP)	Deformação na tensão máxima média mm (DP)
0,16	2,6 (0,5)	2,7 (0,5)	13 (2,4)
0,24	4,2 (0,9)	4,3 (1,0)	10,2 (1,9)
0,32	7,9 (0,9)	4,3 (3,0)	10,2 (3,5)
0,64	7,9 (3,1)	8,2 (3,0)	10,5 (3,5)

DP = desvio padrão.

Os ossos artificiais da marca *Sawbones-Pacific Research Laboratories Inc. - USA*, foram fabricados para ter as mesmas propriedades mecânicas do osso humano e para ensaios de torque. O corpo-de-prova biomecânico é formado por duas partes, uma de osso cortical artificial, que é uma espuma de poliuretano rígida e sólida com diferentes medidas, densidades e espessuras. A porção intermediária é formada por osso esponjoso artificial constituído de espuma de poliuretano rígido com diferentes densidades. Este material foi certificado pelas normas de especificação ASTM F - 1839-08 (*American Society for Testing and Materials*), devido sua uniformidade e consistência tornando-o ideal para testes de inserção de parafusos na área médica.

2.3 Mini-implantes

Os mini-implantes foram inicialmente descritos por Kanomi, 1997. Posteriormente a forma e as dimensões foram alteradas para diâmetros entre 1 mm e 2 mm e comprimento na faixa de 6 mm a 12 mm (Park et al, 2005).

O torque de remoção foi avaliado através da resistência ao arrancamento de mini-implantes instalados em mandíbula e maxila de cães da raça beagle. Foram utilizados 56 mini-implantes de 2 mm de diâmetro e 6 mm de comprimento, sendo 14 por cão. Instalados em regiões anterior, média e posterior da maxila e mandíbula, através da mucosa, sem incisão prévia. Foram preparados blocos com 4 mm de osso ao redor do dispositivo e realizado testes mecânicos com os parafusos alinhados com o longo eixo do equipamento, resultando somente em

força axial. O teste foi realizado com velocidade de 0,05 mm/s e o pico de força máxima até a fratura foi registrado. Posteriormente, os blocos foram seccionados e a avaliação da espessura de cortical óssea realizada em microscópio. Os dados foram submetidos à análise estatística com nível de significância de 0,05 e uma análise de regressão foi utilizada para estudar a relação entre a resistência ao arrancamento e a espessura de cortical óssea. O estudo concluiu que houve diferenças estatisticamente significantes entre os locais examinados: a região mandibular anterior apresentou o menor valor médio de resistência e a região posterior mandibular apresentou o maior valor médio. Quanto à espessura da cortical foram observadas diferenças nas regiões anteriores da maxilar e mandíbula, que apresentaram as camadas corticais mais finas (em torno de 1,3 mm) enquanto na região posterior mandibular valores em torno de 2,41 mm foram observados. A análise de regressão entre os valores de resistência e a espessura de cortical óssea resultou em um coeficiente de Pearson de 0,39 quando comparados. Os autores discutiram que apesar de fraca, essa correlação positiva pode ser a justificativa para os diferentes valores de resistência de acordo com os locais de instalação e suas respectivas diferentes espessuras de cortical óssea. Os valores de remoção obtidos com variação de 13,45 Ncm a 38,83 Ncm foram maiores que as forças necessárias para a movimentação ortodôntica (Huja et al, 2005).

A dimensão reduzida do MI facilita a instalação entre as raízes dentárias, pode diminuir a estabilidade inicial (Poggio et al, 2006), aumentar o risco de fratura durante a instalação (Park et al, 2006) e a instalação com MI de maior dimensão aumenta o torque de inserção e pode causar micro danos. (Motoyoshi et al, 2006). As causas de perda dos MI são múltiplas: inflamações do tecido gengival, torque de inserção excessivo, que é responsável pelo aumento de calor e micro fraturas, podendo ocorrer degeneração óssea na interface do dispositivo com o tecido ósseo (Lim et al, 2008).

O diâmetro reduzido do mini-implante é um importante fator de risco para fratura durante a inserção ou remoção (Park, 2007). No entanto quando o diâmetro reduzido apresentar maior risco de fratura, a escolha por mini-implantes com diâmetro muito grande pode levar à necrose óssea através de micro fraturas no osso, além dos riscos às estruturas dentárias (Squeff, 2008).

O ensaio de tração da liga TI-6AL-4V é indicado para obter informações sobre a resistência dos materiais. A forma geral da curva tensão versus deformação pode ser dividida em região elástica e região plástica. Na região elástica a tensão é linearmente proporcional à deformação. Quando a carga ultrapassa o valor correspondente ao limite de escoamento, o material sofre deformação plástica, conforme estudos de Marins et al, 2008, ressaltando que os valores das tensões normais máximas variaram de 192,98 MPa a 725,28 MPa e os valores das tensões cisalhantes máximas variaram de 155,45 MPa a 642,13 MPa. Essas diferenças podem ser associadas ao fato de que os filetes de rosca podem ter atuado como concentradores de tensões diminuindo a resistência à fratura durante os experimentos. Os valores de resistência às fraturas, obtidos experimentalmente podem estar situados abaixo do valor teórico devido à presença de defeitos, trincas, descontinuidades internas de dimensões macroscópicas, arestas vivas ou entalhes no material que agem como fatores de concentração de tensões. Estudos com mini-implantes ortodônticos de 1,6 mm de diâmetro que as tensões cisalhantes durante a fratura desses dispositivos ficaram situadas entre 1041,85 MPa e 1124,81 MPa. (Nova et al, 2008).

O Comitê Técnico ASTM-13 fez as normas a serem seguidas pelos fabricantes quanto ao fornecimento de titânio com características específicas para a fabricação de implantes odontológicos. A apresentação deve ser em barras tratadas termicamente e em forma de cilindros. O acabamento deve ser livre de alterações externas e imperfeições internas de modo que não interfira na sua utilização. Dentre as ligas de titânio, a liga Ti-6Al-4V é a mais utilizada comercialmente, possuindo densidade $4,43 \text{ g/cm}^3$ com excelente resistência à propagação de trincas, podendo ser submetida a diferentes processos de deformação para fabricação de peças. As propriedades mecânicas da liga Ti-6Al-4V dependem da direção que se está analisando, uma vez que tanto a fase α como a fase β são cristalinas e ambas possuem tendência em recrystalizar a microestrutura com textura. O titânio é um metal de transição e suas principais fontes na natureza são os minerais rutilo e ilmenita. O rutilo é composto por dióxido de titânio (TiO_2) e a ilmenita por óxido de ferro e titânio (FeTiO_3). O titânio apresenta excelentes propriedades físicas, dentre as quais se destacam o elevado ponto de fusão ($1668 \text{ }^\circ\text{C}$), o ponto de ebulição ($3287 \text{ }^\circ\text{C}$), a baixa massa

específica ($4,54 \text{ g/cm}^3$). Destas propriedades, destacam-se a massa específica e o módulo de elasticidade. A maioria dos aços apresenta massa específica em torno de $7,87 \text{ g/cm}^3$ e o módulo de elasticidade (acima de 127 GPa). Uma avaliação micro estrutural dos micros mecanismos de deformação e fratura na liga usada em mini-implantes, composta de titânio, 6% de alumínio e 4% de vanádio (Ti-6Al-4V), teve como objetivo estudar a influência e comportamento das diversas fases da liga, através da utilização da microscopia eletrônica de transmissão. Os autores analisaram o comportamento de trincas em ligas de titânio com alta resistência à fadiga que possuem microestrutura fina relacionando a presença das fases alfa (α), beta (β) e alfa+beta ($\alpha+\beta$) com a fadiga do material. O material utilizado no trabalho foi a liga de Ti-6Al-4V, adquirido na forma de barras de 6 mm de diâmetro, recozido a $800 \text{ }^\circ\text{C}$ por duas horas. O tratamento térmico foi realizado para uma melhor compreensão da formação das fases α e β . As análises foram realizadas através de técnicas de microscopia eletrônica de varredura (MEV), associada a espectroscopia de energia dispersiva (EDS), associada a difração de elétrons retro-espalhados (EBSD), difração de raios X (DRX) e microscopia eletrônica de transmissão (MET). Este estudo foi importante para avaliar a influência e comportamento das diversas fases existentes em ligas de titânio e o comportamento de trincas nestas ligas de titânio com alta resistência mecânica, que possuem microestrutura fina, relacionando a presença das fases alfa (α), beta (β) e alfa+beta ($\alpha+\beta$) com a resistência do material. A avaliação *in situ* dos micro mecanismos de deformação e fratura foi realizada por MET. Também foi feito o estudo das transformações de fase durante o resfriamento nas ligas de titânio, por MET, utilizando-se as técnicas de campo claro, campo escuro e difração de elétrons em área selecionada (DEAS). Após tratamento térmico foram observadas as diferenças entre a quantidade das fases α e β , em relação à microestrutura original do material para diferentes condições utilizadas no tratamento térmico aplicado à liga metálica. Observou-se a presença da microestrutura lamelar, formada durante o resfriamento no campo β , promovendo a transformação de parte da estrutura alfa secundária em beta, que se encontrava retida entre as lamelas de alfa (Morcelli et al, 2009).

A influência do desenho e do comprimento dos mini-implantes sobre os efeitos mecânicos foram avaliados através de torque de inserção (TI) e torque de

remoção (TR). Os ensaios foram realizados com dispositivos medindo 6 mm e 8 mm, com diferentes desenhos, cilíndrico, cônico e dupla rosca. Grupos foram formados de acordo com a forma e comprimento e classificados em 6 mm cilíndrico (SC), 8 mm cilíndrico (LC), 6 mm cônico (ST), 8 mm do cônico (LT), dupla-rosca de 6 mm (SD) e 8 mm dupla-rosca (LD), este possuindo micro roscas na região cervical. Cada grupo era composto de 10 mini-implantes, que foram inseridos até alcançar o perfil transmucoso em osso artificial de espuma de poliuretano rígido da marca Sawbones. A densidade óssea foi de 30 PCF. A inserção foi realizada com contra ângulo e uma velocidade de 30 RPM e os dados gravados no *Impdat software*. Os resultados demonstraram que o torque de inserção foi gradualmente aumentado em todos os grupos. No grupo com forma cônica o torque de inserção aumentou repentinamente e durante a remoção houve diminuição repentina. O grupo de dupla-rosca apresentou um aumento suave na inserção e uma redução suave na remoção. A forma cilíndrica teve o menor torque máximo de inserção (TMI) e menor torque máximo de remoção (TMR). O maior TMI foi alcançado pelos mini-implantes com a forma cônica, no entanto a forma de dupla rosca mostrou significativamente maior TMR e TR. O efeito gerado pelo comprimento ocorreu a partir de 8 segundos antes do TMI e até 2 segundos depois do TMR. O grupo LD, que tinha os mini-implantes de dupla rosca com 8 mm de comprimento apresentou o maior TMR e o grupo LT com cônico e de 6 mm o maior TMI. O grupo SC mostrou o menor TMI e TMR. Os torques dos grupos de dupla rosca foi significativamente maior do que os demais em cada comprimento. Os mini-implantes com 8mm tiveram maior torque de inserção e remoção do que os de 6 mm, quando comparados dentro do grupo com a mesma forma. Os efeitos do comprimento ficaram mais evidentes durante a inserção do que na remoção e os cilíndricos tiveram obtiveram maior valor de torque do que as demais formas. Isto significou que os implantes com maior comprimento podem ter maior estabilidade primária, conforme ficou evidenciado com o maior torque de remoção, por outro lado aumenta o risco de fratura. O torque máximo de remoção de cada grupo foi menos da metade do seu torque máximo de inserção. Estes dados sugeriram que a estabilidade primária está mais relacionado com o torque de inserção, segundo os autores. Os torques de remoção e inserção elevados sugerem maior eficiência mecânica e evidenciando

que a inserção do mini-implante pode ser fácil e a remoção difícil. O torque de remoção de grupos com roscas simples ficou menor 36% em relação ao de dupla rosca, que apresentou torque de remoção 40% maior independente de seu comprimento. O torque máximo de inserção reduzido e com suave aumento durante a instalação pode diminuir o micro danos e o risco de fratura. O torque máximo de remoção sendo alto com diminuição suave do torque de remoção pode melhorar a estabilidade do mini-implante com tamanho reduzido, no entanto a tensão no tecido ósseo ao redor do mini-implante pode estar relacionada não só ao torque máximo de inserção, mas com a energia usada na inserção. O tempo do máximo torque de inserção foi mais longo nos grupos com dupla rosca e menor nos grupos cilíndricos, significando que os mini-implantes de dupla rosca podem precisar de mais energia para a inserção e induzir maior tensão para os tecidos devido ao maior tempo. O grupo de dupla rosca pode ter o torque reduzido, diminuindo a velocidade de inserção suavizando a inserção da micro roscas. Contudo o torque de remoção pode ser maior e aumentar o risco de micro dano. A perfuração antes da inserção poderia ser evitar a concentração de tensões no tecido ósseo ou a modificação do passo e forma de rosca pode melhorar a eficiência de corte das micro roscas. O dispositivo longo e com diâmetro maior pode causar maior dano ao tecido e risco de tocar raiz. O mini-implante curto e fino tem maior risco de fratura e menos estabilidade. O formato cônico e a dupla rosca poderiam trazer ao mini-implante curto e fino maior estabilidade primária com torque com crescimento suave diminuindo o risco de fratura e a instabilidade. Os autores concluíram através destas análises que:

- A forma cônica precisa de alto torque de inserção, no entanto o torque de remoção da forma cônica foi menor do que da forma dupla-rosca, que demonstrou um baixo e suave torque de inserção.
- O mini-implante com desenho de dupla rosca também apresentou uma maior torque de remoção comparado ao cilíndrico e cônico.
- Os mini-implantes cônicos necessitaram de maior torque de inserção do que os curtos e alto torque de remoção.
- A modificação do desenho dos mini-implante para dupla rosca, poderia ser melhor para o tecido ósseo circundante, devido ao baixo torque de inserção e poderia favorecer os implantes curtos e com menor comprimento melhorando a

estabilidade mecânica. A forma de dupla rosca necessitaria de mudanças no desenho diminuindo o tempo de inserção e causando menor tensão ao redor do tecido (Kim et al 2009).

Os efeitos da inclinação dos mini-implantes sobre a estabilidade e risco de perda na interface osso-implante, foram analisados através de ensaios em nove mandíbulas frescas congeladas, sendo três de mulheres e seis de homens com idade entre 48 e 81 anos, que foram selecionadas para a inserção de mini-implantes. Foram preparadas bases de resina acrílica para fixação das mandíbulas no equipamento onde foram realizados os ensaios, com o sítio de inserção perpendicular à linha de força nos ensaios de arrancamento e paralela à linha de força do ensaio de cisalhamento. Houve ajuste da face lingual para que ocorresse distribuição uniforme das forças de reação durante a aplicação de cargas no ensaio. O teste de resistência à tração e ao cisalhamento foi realizado com a máquina universal de ensaios com célula de carga de 112 libras e calibrada no modo tração. Os mini-implantes medindo 6 mm de comprimento e 1,8 mm de diâmetro foram colocados no cortical vestibular da mandíbula com ângulo de 90° e 45°. Foram formados 9 subgrupos com 10 mini-implantes cada. Três subgrupos foram submetidos aos testes de arrancamento e seis aos ensaios de cisalhamento. Os mini-implantes foram colocados à 90° e a força de arrancamento foi para cima paralela ao longo eixo do parafuso e para os lados, perpendicular ao longo eixo do dispositivo. Nos mini-implantes colocados à 45° a força aplicada foi para cima, para os lados e oposta à força de cisalhamento. A força máxima de remoção nos testes de arrancamento e de cisalhamento foi registrada para cada amostra. Uma broca piloto de 1,1 mm foi utilizada para perfurar o sítio de instalação. Foi utilizado um guia para a perfuração. A máquina de tração foi então zerada e o teste começou com a máquina em movimento a uma taxa de 2 mm por minuto. Os dados foram coletados digitalmente. Foram realizados testes de tração e cisalhamento. Os mini-implantes foram inseridos a 45° e contrário ao eixo da força de cisalhamento. Os dispositivos inseridos à 90° apresentaram a maior força de remoção de todos os grupos, 80,9 N. Nos ensaios de cisalhamento os dispositivos que foram inclinados na mesma direção da linha de força foram os mais estáveis e tiveram a maior força de remoção de 74,05 N. Os implantes inclinados em direção contrária à linha de força foram menos

estável e apresentaram o menor risco de fracasso, com torque de 27,2 N. Os estudos concluíram que quanto mais próximo o longo eixo do mini-implante estiver da linha de força aplicada, maior a estabilidade do mini-implante e menor possibilidade de fracasso (Pickard et al 2010).

As influências da espessura do osso cortical em diferentes momentos da formação óssea na estabilidade dos mini-implantes foram estudadas. Sessenta e quatro mini-implantes medindo 6 mm de comprimento e 1,6 de diâmetro, foram inseridos no fêmur de oito cães beagle, que foram divididos em 4 grupos de forma aleatória pelo computador T0, T3, T6 e T9. Foram instalados quatro mini-implantes em cada fêmur e no total oito para cada cão. Após a instalação os cães foram sacrificados em 0 (T0), 3 (T3), 6 (T6) e 9 (T9) semanas. Os mini-implantes foram colocados em dois locais diferentes e realizadas tomografia computadorizada para verificar a espessura e a profundidade do osso cortical. Foi realizado uma perfuração antes da fixação monocortical dos parafusos perpendicular à superfície do osso cortical dos fêmures. Não houve aplicação de forças após instalação nos parafusos. Corpos-de-prova foram preparados com o osso do beagle com 4 mm de tecidos ósseo e congelados até o dia do teste. As amostras foram incorporadas em polimetilmetacrilato (PPMA) e os mini-implantes foram inseridos e alinhados com o eixo da máquina de teste. O ensaio de arrancamento axial foi realizado com o sistema de testes de materiais. A carga aplicada foi monitorada. As corticais foram mensuradas e análises estatísticas de variância (ANOVA) e testes de Student-Neuman-Keus (SNK) foram realizados. A taxa de sucesso foi de 100% e não afrouxamento dos mini-implantes durante o estudo. Os resultados mostraram que o grupo T0 teve o maior valor de força de arrancamento (*pull out*) e T3 teve a mais baixa. T6 e T9 aumentaram progressivamente. Houve diferenças significativas para diferentes sítios de inserção nos grupos T0 e T3. Nos grupos T6 e T9 em que os cães foram sacrificados mais tarde não houve diferença significativa. Houve diferenças significantes entre o grupo T0 e T3 quando a espessura do osso cortical nos locais de instalação era maior ou menor. O grupo T3 apresentou diferenças significativas quando comparado com T6 e T9. O estudo concluiu que parafusos inseridos em ossos corticais espessos tinham maior estabilidade em tempo de cicatrização precoce. A diferença diminuiu com o aumento do tempo. O tempo de

cicatrização poder ser necessário se os mini-implantes forem inseridos em osso cortical fino (Wei et al, 2011)

As características geométricas, composição, microestrutura e a força de arrancamento dos mini-implantes foram investigadas por meio de microscopia óptica. Quatro tipos de parafusos de diferentes fabricantes (AbsoAnchor, Dual-top, Spider Screw e Vector-TAS) com comprimento de 8 mm de comprimento por 1,4 mm de diâmetro foram examinados com microscópio de medição digital para identificar o comprimento, largura, número de filetes, profundidade e passo de rosca. A área de superfície da rosca foi calculada e a textura da superfície das roscas foi analisada em microscópio eletrônico de varredura com 15 kV e 600 x de ampliação. A composição da liga foi determinada por microanálise através de raios x por espectroscopia de energia dispersiva (EDX). O titânio comercialmente puro, a liga Ti6Al4V e o aço inoxidável cirúrgico foram utilizados como matéria prima para fabricação de mini-implantes. O titânio teve maior vantagem sobre o aço inoxidável devido a biocompatibilidade, resistência à corrosão e ação bacteriostática. Três parafusos tinham ligas compostas por titânio comercialmente puro grau V e uma era de Ti-6Al-4V. Todos autoperfurantes e com espaço para acomodação do tecido transmucoso. A estabilidade primária foi estimada através de teste de força de remoção, realizado em corpos-de-prova preparados com ossos artificial composto de espuma rígida de poliuretano sólido da marca Sawbones com duas densidades ósseas diferentes. Blocos de teste biomecânico com uma parte representando o osso esponjoso com osteoporose de 20 mm de espessura e densidade óssea de 10 PCF e outra parte com 20 mm de espessura e densidade de 20 PCF representando o osso esponjoso normal. Mini-implantes foram inseridos verticalmente nos blocos sem pré-perfuração. A força de arrancamento resultado da tração, foi medida em N (Newton) e para grupo foi determinado um modo de tração usando uma máquina de testes universal com velocidade de 1 mm/min. Os resultados do teste de força de tração foram analisados usando-se ANOVA de duas vias (tipos de mini-implante e densidades de osso artificial como variáveis independentes) e teste de Tukey para comparações múltiplas. O teste de correlação de Pearson foi usado para correlacionar a força de arrancamento com área de superfície intraóssea e densidades de osso artificial. Um nível de confiança de 95% foi escolhido em

todas as comparações ($\alpha = 0,05$). Os resultados mostraram as diferentes geometrias dos mini-implantes, destacando-se as medidas do passo, número, profundidade da rosca e desenho da ponta ativa, respectivamente: AbsoAnchor = 0,50, 17, 0,23 e cortante; Dual-top = 0,66, 10, 0,18 e cortante; Spider Screw = 0,70, 10, 25 e cortante; Vector-TAS= 0,54, 12, 0,12 e ponta plana. Evidenciando que o mini-implante Spider Screw tem os filetes mais espaçados e mais profundos, enquanto que o AbsoAnchor tem um maior número de roscas e o menor espaçamento com passo de 0,50, sendo o segundo do grupo com maior profundidade de roscas. Houve diferença entre a composição química dos mini-implantes, demonstrando que três marcas tinham entre 73,34%, 77,06% de titânio e o parafuso da marca Vector-TAS tinha 44,5% apresentando 46,12% de oxigênio. Todos continham alumínio e vanádio em suas composições, formando com o elemento principal à liga Ti-6Al-4V. Os autores esclareceram que o maior teor de oxigênio no Vector-TAS™ deve ser devido a camada espessa de cor amarela de dióxido de titânio (TiO₂), produzida por oxidação anódica, implantação de íons do plasma ou por oxidação térmica. Relataram ainda, que a oxidação anódica é considerada a técnica mais confiável para a identificação dos implantes de titânio, o Vetor-TAS bem podem ter sido submetidos a este tratamento. As imagens da microscopia revelaram áreas brancas malhadas, que denotaram presença de defeitos, pronunciados na marca Dual-Top™. Houve diferenças significativas nos parâmetros de rugosidades entre as marcas. A força de remoção (*pull out*) dos mini-implantes sofreu aumento significativo em osso com maior densidade. A menor força de 32,78 N (Vector-TAS™) foi auferida no osso com 10 PCF e a maior foi de 138,58 N para o osso com 20 PCF da marca AbsoAnchor®, que teve a maior quantidade de rosca, menor passo, apresentou o maior valor de torque de remoção com os dois tipos de ossos quando comparado com os outros mini-implantes. A superfície tratada quimicamente pode promover melhor resposta celular e aumentar a estabilidade secundária. O estudo mostrou ainda, que os mini-implantes testados foram homogêneos em suas estruturas considerando a liga Ti-6Al-4V e o da marca Vetor-TAS™ por ter superfície anódica apresentou maior teor de oxigênio e fósforo. O parafuso AbsoAnchor® apresentou maior área de superfície da porção intraóssea, seguido do Dual-Top™ e o Spider Screw®. O Vetor-TAS™ teve o menor valor. Não houve diferenças

significativas em parâmetros de rugosidade da superfície entre os mini-implantes, contudo houve diferenças no parâmetro funcional. O mini-implante AbsoAnchor® obteve o maior valor de força de arrancamento, seguido do Dual-Top™, Spider Screw® e do Vetor. A área de superfície intraóssea de mini-implantes mostrou uma correlação positiva com a força de arrancamento, especialmente no grupo de alta densidade. Os autores concluíram que os mini-implantes testados foram feitos da liga Ti-6Al-4V. Foram encontradas diferenças significativas na área da superfície das roscas. As diferenças significativas, documentadas em parâmetros de rugosidade de superfície 3D e força de arrancamento pode antecipar variações no seu desempenho clínico (Al Samak et al, 2012).

O diâmetro dos mini-implantes não afetou a geração de micro danos lineares *in situ* na mandíbula ou maxila, conforme investigação realizada em pesquisa que considerou os contrastes da espessura do osso cortical. Os autores relataram que micro danos diminuíam as propriedades mecânicas do osso e contribuíram para o insucesso do mini-implante. Cinco cães receberam em regiões da maxila e mandíbula grupos de mini-implantes. Cada grupo recebeu mini-implantes com diâmetro de 1,4 mm, 1,6 mm e 2,0 mm após perfuração com broca piloto, perfuração com broca piloto sem inserção de mini-implante ou nenhuma perfuração ou inserção de mini-implante (grupo controle). A maxila recebeu 4 mini-implantes e a mandíbula 5 mini-implantes com 6 mm de comprimento. Após o sacrifício dos cães a mucosa e o periósteo foram removidos e os mini-implantes foram inseridos manualmente, após perfuração com broca de 1,0 mm de diâmetro realizada com contra-ângulo e irrigação de solução salina abundante. Após a inserção do mini-implante ou perfuração com broca piloto as regiões foram seccionadas em blocos de 2 cm x 2 cm e os ossos fixados em álcool etílico a 70% por 7 dias. Os blocos receberam fucsina básica e alcoóis sob vácuo. Os blocos foram incluídos em metacrilato de metil e cortados no longo eixo usando uma serra Isomet de baixa velocidade, lixadas e polidas. A fucsina básica permite visualizar micro fissuras através do microscópio de epifluorescência, essencial para diferenciar as micro fissuras causadas pelo implante de micro fraturas formadas durante o preparo histológico. As micro fissuras lineares adjacentes ao mini-implante foram identificadas usando software Osteo II. O número de fendas para cada mini-implante foi identificado, o número de fissuras

foi dividido pelo comprimento da superfície do mini-implante e o total do grupo de micro lesões por comprimento de superfície foram calculados. Para o grupo que recebeu perfuração com broca piloto sem mini-implantes, micro lesões foram medidas em relação à superfície do orifício piloto. Pelos controles sem perfuração e com inserção direta de mini-implante, micro lesões foram identificadas em geral em uma região semelhante à que foram instalados os mini-implantes. A espessura do osso cortical também foi medida utilizando epifluorescência com 4 vezes de ampliação. As análises estatísticas foram realizadas com SPSS. Testes t foram utilizados para comparar as espessuras corticais da maxila contra a mandíbula. Os efeitos do tamanho do mini-implante, perfuração piloto, grupo controle, local de inserção (4 na maxila, na mandíbula 5) e micro lesões na mandíbula e maxila foram avaliados por meio de uma análise de 3 vias de variância (ANOVA). Testes post-hoc Tukey HSD foram usados para comparações pareadas quando diferenças significativas foram observadas. Os resultados levaram os autores a relatar que não houve interações entre osso da mandíbula, o local de inserção, o tamanho do mini-implante para qualquer parâmetro resultado. No geral, a carga total de micro trincas lineares foi significativamente mais elevada (153%) em comparação com a mandíbula e a maxila, quando todas as condições (controle, perfuração piloto e os tamanhos dos três mini-implante) foram combinados. Este foi impulsionado pelas diferenças de números de trincas e os comprimentos médios (134% e 137%, respectivamente). Isto foi completamente explicada pelas diferenças nos parâmetros micro trincas lineares entre a perfuração no grupos piloto. Quando a mandíbula e a maxila foram avaliadas separadamente, 1-way ANOVA mostrou uma diferença significativa entre as condições de tratamento (controle, só perfuração piloto, e todos os 3 tamanhos de mini-implantes) para ambos os maxilares. Na maxila a perfuração induziu a um mínimo de micro lesões lineares. A inserção de todos os três diâmetros de mini-implantes na maxila produziu significativamente maior carga total de micro trincas lineares em comparação com a perfuração piloto e os grupos controle sem perfuração e sem mini-implantes. Os autores relataram que após a perfuração com broca piloto o diâmetro do mini-implante não tem efeito sobre a geração de micro fissuras lineares. Micro fissuras lineares na mandíbula foram maiores do que na maxila, isto após a perfuração da broca piloto, havendo

pouca alteração desta situação após a inserção do mini-implante. O córtex mais grosso da mandíbula deve exigir maiores forças durante a perfuração. A quantidade de dano na mandíbula após perfuração piloto foi comparável com o encontrado na maxila após a inserção do mini-implante. Estes dados indicam que a inserção do mini-implante após a perfuração da mandíbula causa pequeno dano adicional. As diferenças em nível de tecido mineralização poderiam também ter contribuído com a diferença encontrada entre a maxila e mandíbula em resposta à perfuração com a broca piloto. Maior mineralização está associada a maior micro danos. Os autores concluíram que o diâmetro do mini-implante e o local de inserção não tiveram efeito significativo sobre a quantidade e micro danos lineares adjacentes aos mini-implantes, quando estes foram inseridos após a perfuração por broca piloto (Liu et al 2012).

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Desenvolvimento experimental

O desenvolvimento experimental foi realizado em cinco etapas:

- 1- Mini-Implantes e definição de corpos-de-prova.
- 2- Microscopia eletrônica de varredura para determinar as características morfológicas dos mini-implantes e obter imagens antes do ensaio de torque.
- 3- Caracterização das propriedades mecânicas - ensaios de torque de inserção e remoção.
- 4- Microscopia eletrônica de varredura para verificação das superfícies da cabeça, rosca e ponta ativa dos mini-implantes.
- 5- Avaliação dos resultados.

3.2 Mini-implantes e definição de corpos-de-prova

Os componentes dos mini-implantes são três: cabeça que pode ser do tipo botão ou *bracket* e cuja função: receber os dispositivos ortodônticos. Perfil transmucoso localizado entre a cabeça e a rosca, possui diferentes comprimentos, cuja função é acomodar o tecido gengival (Figs. 1 e 2). Roscas que podem ser simples, com um só desenho ou dupla- rosca, possuindo na porção cervical micro roscas e na porção média possuem roscas geometria autoperfurante.

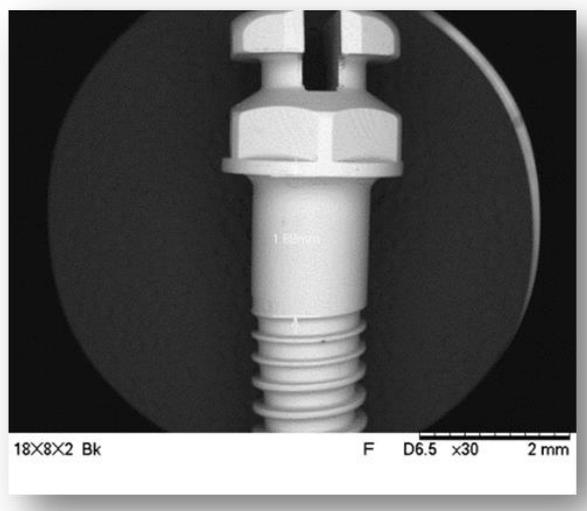


FIGURA 1. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) do perfil transmucoso - Laboratório de Microscopia Eletrônica do IPEN.

A ponta ativa é cônica e possui os passos maiores do que a micro rosca, resultando em um desenho mais afunilado e mais cortante. Para os ensaios mecânicos foram utilizados 120 mini-implantes da marca comercial Conexão Sistemas de Prótese, sendo 10 amostras para cada grupo, para realizar os ensaios em ossos artificiais com a densidade trabecular e espessura da cortical similares às regiões anterior, mediana e posterior dos maxilares.

Dois grupos foram formados um de inserção indireta e outro de inserção direta com seis subgrupos. Foram instalados com inserção indireta (Tab. 5) 60 mini-implantes, sendo 35 com cabeças de botão e 35 cabeças de *bracket*, com preparação prévia utilizando lança para a perfuração da cortical óssea. Foi repetido o procedimento sem perfuração prévia, inserção direta (Tab. 6) instalando o mini-implante diretamente com a chave do torquímetro no osso artificial, relacionando o tipo de mini-implante com as características das regiões posterior, mediana e anterior da maxila e mandíbula.

Tabela 5. Tabela de alocação de mini-implantes com inserção indireta.

CLASSIFICAÇÃO DOS GRUPOS - MAXILA INSERÇÃO INDIRETA - Com perfuração prévia do osso artificial				
Região	Medidas	Botão	<i>Bracket</i>	Nº por região
Maxila - osso similar a região de molar	1,8x8x2	5	5	10
Maxila - osso similar a região de pré-molares	1,5x6x2	5	5	10
Maxila - osso similar a região de incisivos	1,5x6x1	5	5	10
Mandíbula - osso similar a região de molares	2,0x8x1	5	5	10
Mandíbula - osso similar a região de pré-molares	1,8x8x2	5	5	10
Mandíbula - osso similar a incisivos inferiores	1,5x6x2	5	5	10
Total de mini-implantes para inserção indireta		30	30	60

Tabela 6. Alocação de mini-implantes com inserção direta.

CLASSIFICAÇÃO DOS GRUPOS - MANDÍBULA				
INSERÇÃO DIRETA - Sem preparação prévia do osso artificial				
Região - Modelo de cabeça	Medidas	Botão	Bracket	Nº por região
Maxila - osso similar a região de molares	1,8x8x2	5	5	10
Maxila- osso similar a região de pré-molares	1,5x6x2	5	5	10
Maxila - osso similar a região de incisivos	1,5x6x1	5	5	10
Mandíbula - osso similar a região de molares	1,8X8X1	5	5	10
Mandíbula - osso similar a região de pré-molares	1,8X8x1	5	5	10
Mandíbula - osso similar a região de incisivos	1,5x6x2	5	5	10
Total de mini- implantes para inserção direta		30	30	60

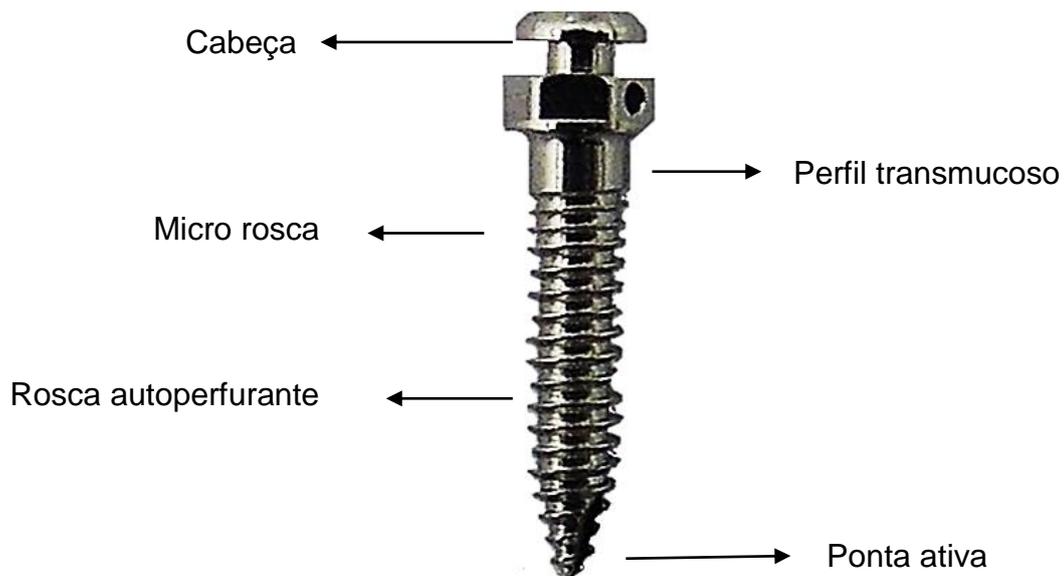


FIGURA 2. Três componentes do mini-implante: cabeça, perfil transmucoso e rosca, que possui três partes: micro rosca, rosca autoperfurante e ponta ativa.

O mini-implante com dupla rosca é formado com micro roscas e rosca autoperfurante. Micro roscas, denominadas roscas compactantes, são compostas de três filetes localizados na região cervical do implante junto ao perfil

transmucoso. A profundidade e o passo, distância entre os filetes, é menor do que nas roscas autoperfurantes apresentando maior alma como mostrado na Fig. 3. A porção mediana e do ápice é formada por roscas autoperfurantes, que possuem um espaço maior entre os filetes, maior profundidade e menor alma. A micro rosca tem ação compactante, comprimindo o osso no momento da inserção. A rosca autoperfurante tem maior poder de corte.

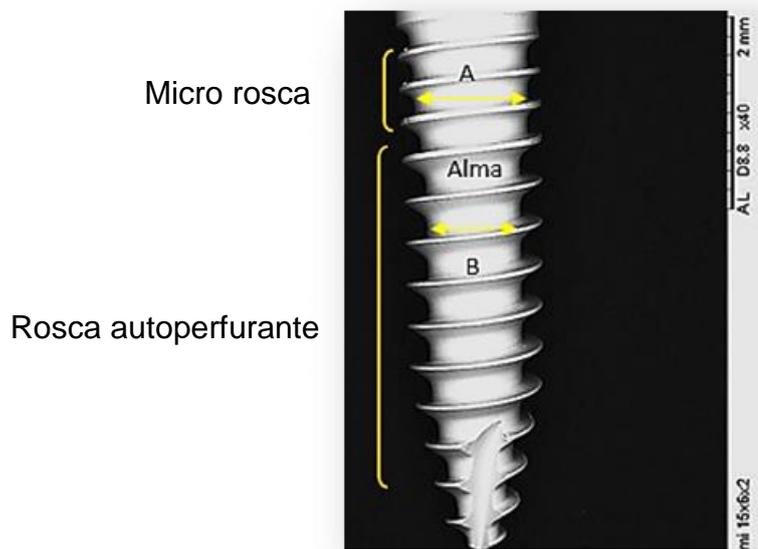


FIGURA 3. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Mini-implante medindo 15x6x2. A) Micro rosca. B) Rosca autoperfurante.

Os mini-implantes foram selecionados conforme a indicação clínica para cada tipo de sítio de inserção. As lâminas de ossos artificiais da marca Sawbones foram utilizadas para reproduzir as características dos ossos corticais de regiões da maxila e mandíbula. Os ossos artificiais utilizados foram da marca Nacional Ossos, exceto na região posterior de molares foi utilizado o osso trabecular artificial de densidade $0,20 \text{ g/cm}^3$ (12,5 PCF) da marca Sawbones. (Tab. 7).

Tabela 7. Mini-implantes e ossos artificiais usados nos do ensaio mecânicos.

Região dos maxilares	Medidas dos MI	Osso artificial trabecular	Osso artificial cortical
Maxila região posterior	1,8x8x2	0,20 g/cm ³ (12,5 PCF) Sawbones	2 mm Sawbones
Maxila região mediana	1,8x6x2	0,32 g/cm ³ (20 PCF) Nacional Ossos	1,5 mm Sawbones
Maxila região anterior	1,5x6x1	0,32.g/cm ³ (20 PCF) Nacional Ossos	1,5 mm Sawbones
Mandíbula região posterior	1,8x8x1	0,64 g/cm ³ (40 PCF) Nacional Ossos	1,5 mm Sawbones
Mandíbula região mediana	1,8X8x1	0,64 g/cm ³ (40 PCF) Nacional Ossos	1,5 mm Sawbones
Mandíbula região anterior	1,5x6x2	0,64 g/cm ³ (40 PCF) Nacional Ossos	1 mm Sawbones

3.3 Composição química dos mini-implantes

Os mini-implantes foram fabricados com liga a Ti-6Al-4V grau V. A liga deste estudo apresentou composição de 86,1% de titânio, 9,8% de alumínio e 4,1% de vanádio, conforme mostra a Fig. 4, com dados obtidos na análise de superfície realizada por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Esta liga tem maior dureza e menor biocompatibilidade, característica importante para o dispositivo mini-implante que é provisório.

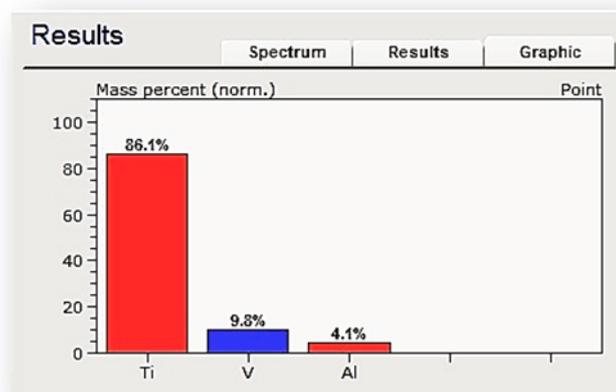


FIGURA 4. Resultados da composição química da liga dos mini-implantes obtida por espectroscopia de energia dispersiva. Titânio 86,1%, vanádio 9,8% e alumínio 4,1%.

As causas de perda dos MI são múltiplas: a osseointegração precária (Cheng et al, 2004), inflamações do tecido gengival, torque de inserção excessivo,

que é responsável pelo aumento de calor e micro fraturas, podendo ocorrer degeneração óssea na interface do dispositivo com o tecido ósseo (Lim, 2008). A dimensão reduzida do MI facilita a instalação entre as raízes dentárias, pode diminuir a estabilidade inicial (Poggio et al, 2006), aumentar o risco de fratura durante a instalação (Park et al, 2006) e a instalação com MI de maior dimensão aumenta o torque de inserção e pode causar micro danos. (Motoyoshi et al, 2006). O método de inserção é citado por alguns estudos como contribuintes para a perda dos dispositivos. A mandíbula, por ter a cortical óssea mais espessa e o osso trabecular menos mineralizado tem maior incidência de perda do que a maxila (Liu, 2012).

O design dos mini-implantes influenciou na estabilidade primária e secundária. A estabilidade primária é frequentemente avaliada por ensaios de força de remoção de mini-implantes inseridos em espumas de poliuretano com densidade controlada (Al Samak et al, 2012).

Foram selecionados 4 mini-implantes de cada medida e obtida imagens por microscopia eletrônica de varredura. O equipamento utilizado do o TM3000 do laboratório do CCTM/IPEN. As imagens obtidas foram das pontas ativas dos mini-implantes do lado da rosca autoperfurante, conforme mostra a Fig. 5 e do lado da fenda na Fig. 6.

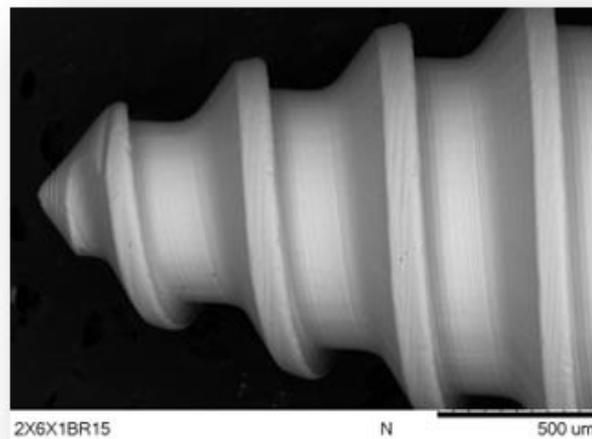


FIGURA 5. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Ponta ativa lado rosca de mini-implante medindo 2x6x1.

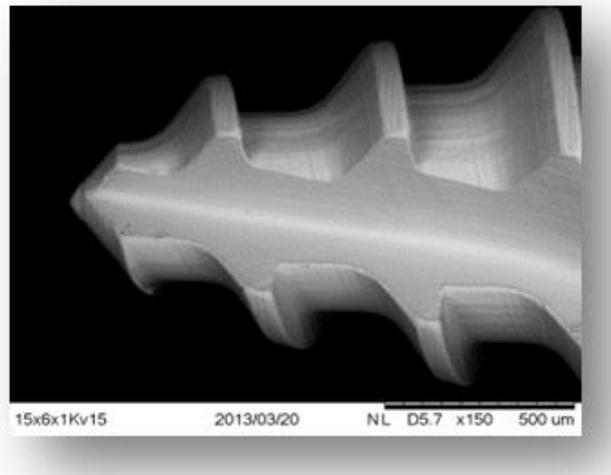


FIGURA 6. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Ponta ativa lado fenda de mini-implante medindo 15x6x1.

3.4 Caracterização das propriedades mecânicas - ensaios de torque de inserção e remoção

Neste estudo foram realizados ensaios para auferir o valor do torque de inserção e remoção de mini-implantes. A instalação foi em osso artificial da empresa Sawbones e Nacional Ossos (Fig. 7). Foram preparados 120 corpos-de-prova cilíndricos formados por dois tipos de ossos artificiais, trabecular e cortical.

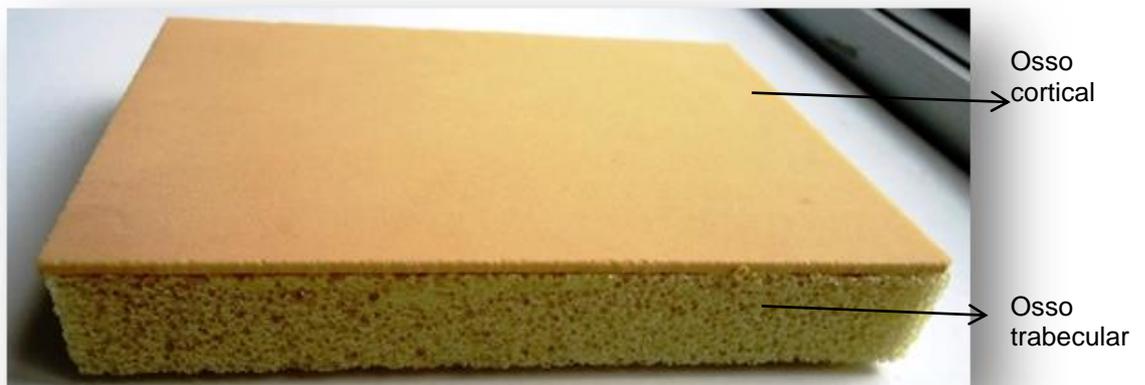


FIGURA 7. Bloco de osso artificial de 13x 18x 2mm - Sawbones mostrando a cortical e o osso trabecular.

Cada região da maxila e mandíbula tem uma espessura de osso cortical, bem como o osso trabecular. Os ossos artificiais foram selecionados seguindo estas características e conforme descritas na Tab. 5.

Os ossos artificiais semelhantes ao osso cortical foram adquiridos em formato de lâminas medindo 13 cm x 18 cm x 1 mm a 2 mm. Os ossos artificiais similares ao osso trabecular foram adquiridos em forma de blocos medindo 13 cm x 18 cm x 4 cm. No total foram divididos em 6 blocos, conforme as seis regiões dos maxilares. Os 6 blocos de ossos artificiais foram preparados, unidos as lâminas corticais ao osso trabecular com adesivo de contato, conforme a orientação da empresa Nacional Ossos. Posteriormente foram cortados blocos cilíndricos no laboratório do CCTM / IPEN com uma furadeira de bancada (Fig. 8 A). Posteriormente foi feito acabamento manualmente (Fig. 8 B).

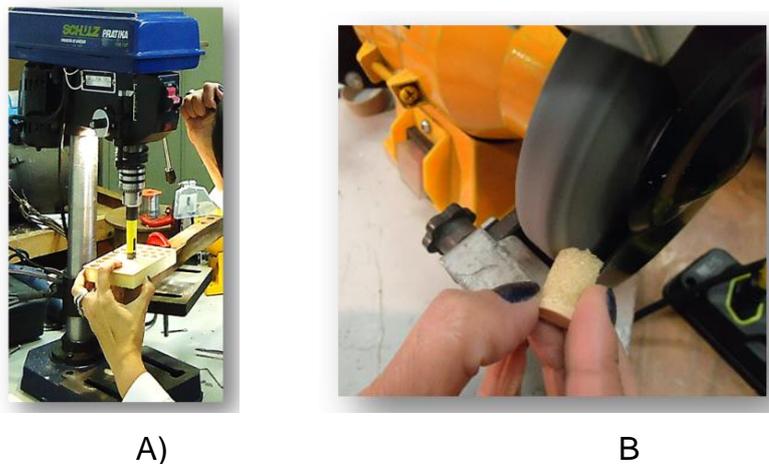


FIGURA 8. A) Perfuração das placas de ossos artificiais para confeccionar corpo-de-prova cilíndrico. B) Acabamento manualmente do corpo-de-prova.

Um dispositivo foi preparado no laboratório do CCTM- IPEN para inserir o corpo-de-prova. Este conjunto foi levado à bancada e onde sob 50 rotações por minuto, foram inseridos ou removidos os o mini-implante (Fig. 9).



FIGURA 9. Dispositivo preparado no laboratório do CCTM-IPEN. Conjunto dispositivo e bloco cilíndrico de osso artificial.

Os corpos-de-prova foram perfurados com uma broca na furadeira de bancada para ter um guia de travamento do corpo-de-prova durante a inserção (Figs. 10 e 11).



FIGURA 10. Furadeira de bancada e preparo dos blocos de osso artificial.

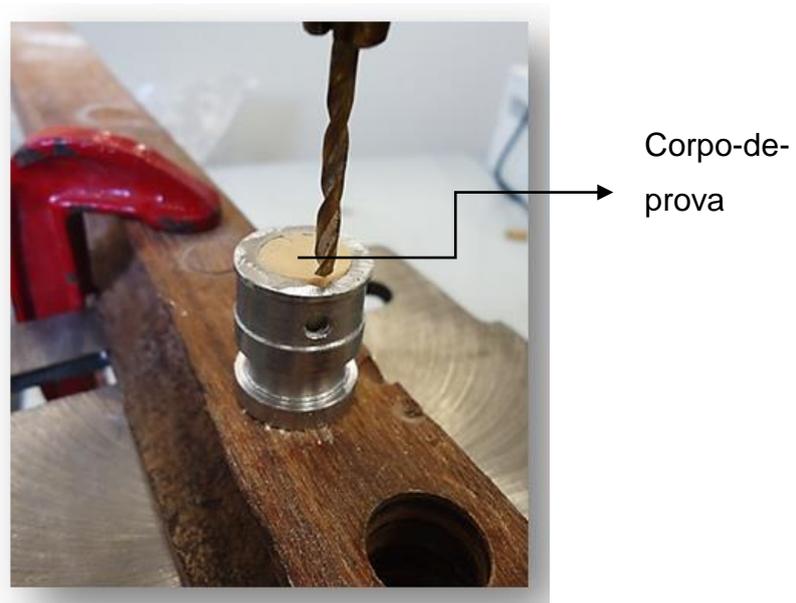


FIGURA 11. Perfuração do corpo-de-prova com broca para inserir uma trava que evita a rotação do bloco dentro da base.

Este procedimento foi realizado com todos os blocos de diferentes densidades e espessuras de corticais. Foram preparados 120 corpos-de-prova com densidades semelhantes às regiões anteriores, medianas e posteriores dos maxilares, para inserir a mesma quantidade de mini-implantes (Fig. 12).

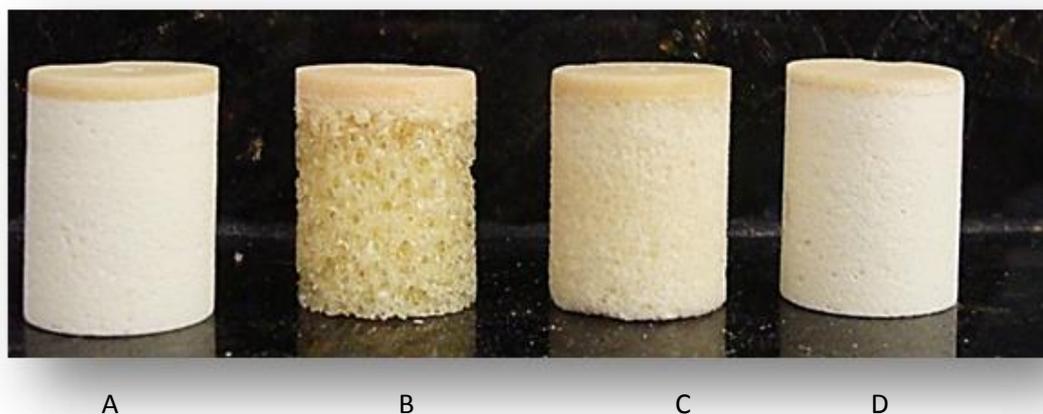


FIGURA 12. Corpos-de-prova com diferentes densidades do osso artificial trabecular espessuras de corticais. A) Densidade 64 g/cm^3 e cortical com 1,5 mm. B) Densidade 20 g/cm^3 e cortical com 2 mm. C) Densidade 32 g/cm^3 e cortical com 1,5 mm. D) Densidade 40 g/cm^3 e cortical com 1 mm.

Um suporte metálico (Fig. 13) recebeu duas peças cilíndricas confeccionadas no laboratório do CCTM-IPEN, onde foram inseridos com o torquímetro (Fig. 14).



FIGURA 13. Suporte de desenvolvido no CCTM- IPEN para estabilizar o torquímetro digital.



FIGURA 14. Torquímetro digital Instrutherm usado para a medição do torque.

A inserção dos mini-implantes foi realizada utilizando os instrumentos do Kit Ortodôntico. A lança foi utilizada para guia da perfuração inicial, uma fresa 1.0 mm para perfuração do osso trabecular e o mini-implante foi capturado pela chave de instalação que foi acoplada no dispositivo do torquímetro (Fig. 15).

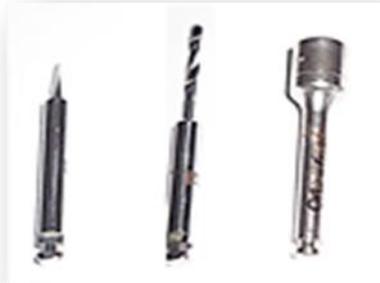


FIGURA 15. Componentes do Kit Ortodôntico utilizado para inserção dos mini-implantes. Lança, fresa 1,0 mm, chave de inserção longa, chave de inserção curta e chave digital.

A rotação foi realizada por um equipamento com controle de giro. O torquímetro permaneceu estável e foi colocado no suporte de bancada, conforme Fig. 16. O dispositivo que continha o corpo-de-prova ficou acoplado ao equipamento de giro agregado à base na bancada. Para a inserção (Fig. 16) não foi o mini-implante quem fez a rotação e sim o corpo de prova que tinha um dispositivo instalado em uma furadeira de bancada com rotação controlada. O ensaio foi realizado no Laboratório de Fornos do CCTM- IPEN.



FIGURA 16. Ensaio de inserção de mini-implantes com torque de inserção ou remoção medidos.

Os torques de inserção e remoção foram medidos através de torquímetro digital. Os dados foram capturados pelo software SW U801 da empresa Instrutherm, específico do torquímetro e convertidos em tabela Excel (Fig. 17).



FIGURA 17. Torquímetro e Imagem dos dados captados pelo Software SW 801U projetados na tela do *laptop*.

Os corpos-de-prova e os mini-implantes foram colocados na mesma sequência em que eram realizados os ensaios, para documentar o registro das imagens em microscopia eletrônica dos mesmos mini-implantes que tiveram as imagens capturadas antes dos testes (Fig. 18).



FIGURA 18. Mini-Implantes e corpos-de-prova organizados na sequência em que os ensaios eram realizados, para obtenção de imagens em MEV.

Os dados foram captados, registrados em tabela Access e convertidos em Excel. (Fig. 23).

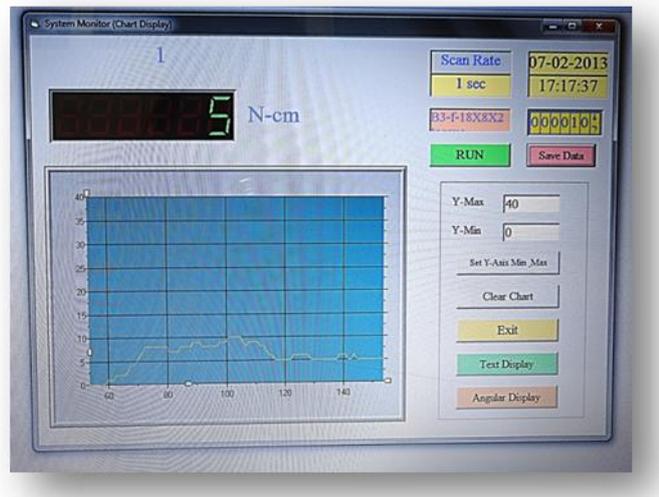


FIGURA 19. Projeção em tela de laptop dos dados capturados pelo software SW 801U demonstrando gráfico dos dados de um ensaio.

Posteriormente ao ensaio mecânico foram capturadas as imagens dos mini-implantes, que haviam sido submetidos à microscopia antes do ensaio, com o objetivo de pesquisar distorções ou fraturas dos mesmos.

4 RESULTADOS

4.1 Ensaio de torque e destorque

O máximo torque de inserção (MTI) e máximo torque de remoção (MTR) de cada grupo foram calculados. Nas Tabs. 8 a 11 foram relacionados os torques obtidos em cada ensaio.

TABELA 8. Torque em Ncm de inserção para 10 mini-implantes do grupo 1, MI 1,8x8x1 inserido em osso artificial com densidade de 0,64 g/cm³ (40 PCF) com cortical de 1,5 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionado no final da tabela.

Grupo 1 - 18x8x1 - 0,64 g/cm ³ - 1,5 mm										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1,0
2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2,0
2	5	3	2	3	3	3	3	2	4	3,1
4	6	4	3	3	4	4	4	3	5	4,0
5	6	6	3	4	6	6	6	4	6	5,2
6	7	7	4	6	7	7	7	5	7	6,3
7	8	8	5	7	8	9	8	5	8	7,3
8	8	8	6	7	10	10	9	6	9	8,1
8	8	9	7	8	10	10	10	6	10	8,6
8	7	10	7	9	10	10	11	7	10	9,0
8	7	11	8	9	10	10	11	8	10	9,3
9	8	12	9	9	10	10	12	8	10	9,7
9	8	12	9	8	10	10	12	8	10	9,6
10	8	13	10	8	10	10	12	8	11	10,0
11	9	14	11	9	10	10	12	9	11	10,5
11	9	15	12	10	11	11	12	10	12	11,3
12	10	15	12	11	11	11	12	11	13	11,7
12	11	16	12	11	13	12	12	11	14	12,4
12	14	16	14	12	15	15	13	12	16	14,1
13	14	17	15	13	16	16	13	13	17	14,8
13	15	17	15	15	17	17	13	15	18	15,7
14	17	18	16	15	18	18	14	15	19	16,6
15	19	19	18	16	18	17	16	16	20	17,6
17	20	20	19	17	22	21	17	17	23	19,5
18	-	22	21	18	23	21	18	18	-	20,1
18	-	23	22	22	-	22	19	22	-	21,6
-	-	24	-	-	-	23	-	22	-	23,5
-	-	24	-	-	-	-	-	23	-	23,5
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
18	20	24	22	22	23	23	19	23	23	22,4

- Dado inexistente.

TABELA 9. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 2, MI 1,8x8x2 inserido em osso artificial com densidade de 0,20 g/cm³ (12,5 PCF) com cortical de 2 mm de espessura. O maior torque inserção de cada ensaio foi relacionado no final da tabela.

Grupo 2 -18x8x2 - 0,20 g/cm ³ x 2 mm										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	2	2	2	2	2	1	2	2	2	1,9
3	3	2	3	3	3	2	3	3	2	2,7
4	3	3	3	4	4	2	4	4	3	3,4
5	4	4	4	5	4	3	5	5	4	4,3
6	5	4	5	5	5	4	5	5	5	4,78
7	6	5	6	6	6	5	6	6	6	5,75
7	7	6	6	6	7	6	7	6	7	6,5
7	7	7	6	6	7	7	7	7	7	6,8
8	7	7	7	6	8	7	7	7	7	7,1
8	7	7	7	7	8	7	7	7	7	7,2
8	7	7	7	7	8	7	7	8	7	7,3
8	8	7	7	7	8	7	8	8	8	7,6
9	8	8	7	7	8	7	8	8	8	7,8
9	8	8	7	7	8	7	8	9	8	7,9
9	8	8	7	7	8	8	8	9	8	8
9	8	8	7	8	9	8	8	9	8	8,2
9	8	8	7	8	9	8	8	9	9	8,3
9	8	8	8	8	9	9	8	9	9	8,5
10	8	8	8	8	9	9	8	9	9	8,6
10	9	9	8	8	10	9	8	9	9	8,9
10	9	9	8	8	10	9	8	10	9	9
10	9	9	8	9	10	9	8	10	9	9,1
10	9	9	8	9	10	10	9	10	9	9,3
11	9	10	9	-	11	10	9	10	10	9,89
12	10	-	9	-	-	10	-	11	10	10,3
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
12	10	10	9	9	11	10	9	11	10	10,1

- Dado inexistente.

TABELA 10. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 3, MI 1,5x6x1 inserido em osso artificial com densidade de 0,32 g/cm³ (20 PCF) com cortical de 1,5 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionada no final da tabela.

Grupo 3 - 15x6x1 - 0,32 g/cm ³ - 1,5 mm										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
4	3	3	3	3	4	3	3	3	3	3
5	4	4	4	4	5	4	4	4	4	4
6	5	5	5	5	5	5	5	5	4	5
6	6	6	6	6	6	6	6	6	5	5,9
7	7	6	7	6	7	7	6	6	6	6,5
7	7	6	7	7	7	7	7	7	7	6,9
7	7	7	7	7	6	7	7	8	7	7
7	7	7	7	7	6	6	6	8	7	6,8
7	8	7	6	7	7	6	6	8	7	6,9
7	6	6	7	7	7	7	7	7	8	6,9
8	6	6	7	7	7	7	8	7	7	7
8	7	7	8	6	7	7	8	7	7	7,2
8	7	8	8	7	8	8	9	7	7	7,7
8	8	8	9	7	8	9	9	7	8	8,11
9	8	9	9	8	9	9	9	7	8	8,56
9	8	9	9	9	9	9	9	8	8	8,78
9	9	9	9	9	10	10	10	9	8	9,2
10	9	9	9	9	10	10	10	9	9	9,4
10	10	9	9	9	10	10	10	10	9	9,6
11	-	9	11	10	10	10	11	10	9	10,1
-	-	10	12	-	11	10	11	10	9	10,4
-	-	-	-	-	-	12	12	11	10	11,3
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
11	10	10	12	10	11	12	12	11	10	10,9

- Dado inexistente.

TABELA 11. Torque em Ncm de inserção de 10 mini-implantes do grupo 4, MI 1,5x6x2 inserido em osso artificial com densidade de 0,64 g/cm³ (40 PCF) com cortical de 1 mm de espessura. O maior torque inserção e cada ensaio foi relacionado no final da tabela.

Grupo 4 - 15x6x2 - 0,64 g/cm ³ -1 mm										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
3	3	3	3	3	3	3	3	3	4	3,1
3	3	4	3	5	4	4	4	4	5	3,9
4	4	5	4	6	5	4	5	5	6	4,8
4	4	6	5	6	5	5	6	6	6	5,3
4	5	6	6	6	6	5	6	6	6	5,6
5	5	7	7	7	7	6	7	7	7	6,5
6	6	8	7	7	7	6	7	7	7	6,8
6	6	8	8	7	7	7	8	8	7	7,2
6	7	8	8	8	7	7	8	8	8	7,5
7	7	9	8	8	7	7	8	9	8	7,8
7	7	9	8	9	8	8	8	9	8	8,1
7	7	9	9	9	8	9	9	9	8	8,4
7	7	9	9	10	8	9	9	9	9	8,6
8	8	9	10	11	8	9	10	9	9	9,1
8	8	9	10	11	9	10	10	10	10	9,5
10	10	10	11	12	11	12	12	10	10	10,8
12	10	10	12	13	12	13	13	11	11	11,7
-	-	-	-	-	-	-	-	12	12	12
-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
12	10	10	12	13	12	13	13	12	12	11,9

- Dado inexistente.

Os maiores torques de inserção foram do grupo formado pelos corpos de prova com densidade e cortical similares à região mediana da mandíbula, denominado grupo 1 que teve o valor de 23,5 Ncm. O menor torque de inserção foi do ensaio composto por 10 corpos-de-prova com densidade e cortical similares à região posterior da maxila, denominado grupo 2 de 9,5 N. Nos dois grupos

foram utilizados MI medindo 1,8x8x2 mm. A densidade do osso artificial trabecular do grupo 1 (0,64 g/cm³) era maior do que a do grupo 2 (0,20 g/cm³), no entanto a espessura do osso artificial cortical era maior no grupo 2. O valor do MTI do grupo 1 foi de 23,5 Ncm e do grupo 2 foi de 10 Ncm³. O intervalo de tempo foi maior na inserção das roscas autoperfurantes, demorando de 4 a 6 segundos para aumentar 1 Ncm, no entanto na inserção das roscas compactantes o intervalo de tempo foi menor, a progressão demorou em média de 1 a 2 segundos. As Figs. 20 e 21 mostram as curvas de torque e destorque contra o tempo decorrido para os grupos 1 e 2.

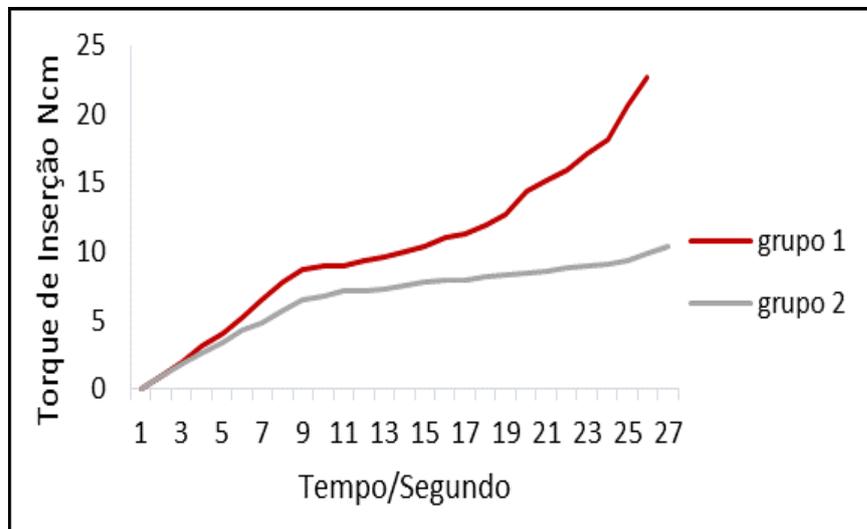


FIGURA 20. Gráfico comparativo do torque de inserção dos grupos 1 e 2.

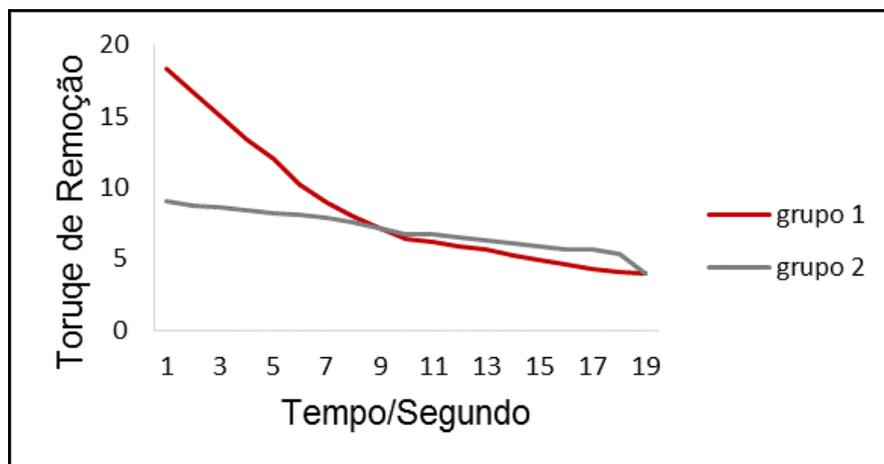


FIGURA 21. Gráfico comparativo do torque de remoção do grupo 1, osso similar a região mediana da mandíbula e grupo 2, osso similar a região posterior da maxila.

Nos grupos 1 e 4 (similar a região anterior da mandíbula), que tinham os corpos-de-prova com a mesma densidade óssea do osso trabecular de $0,64 \text{ cm}^3$ (40 PCF) similar ao osso tipo I, o maior valor do MTI foi do grupo 1, conforme mostrado na Fig. 22. O grupo 1 tinha a espessura de cortical de 1,5 mm e o grupo 4 de 1 mm. O mini-implante do grupo 1 tinha maior diâmetro e maior comprimento (1,8x8 mm) do que o grupo 4 (1,5x6 mm). Sugerindo que o aumento a espessura da cortical, o maior diâmetro e comprimento do mini-implante influenciaram no aumento do torque e maior estabilidade primária. Nos casos de osso tipo III e IV com menor densidade o tamanho do mini-implante poderia ser considerado no momento do planejamento para melhorar a estabilidade primária nas regiões com espaço suficiente.

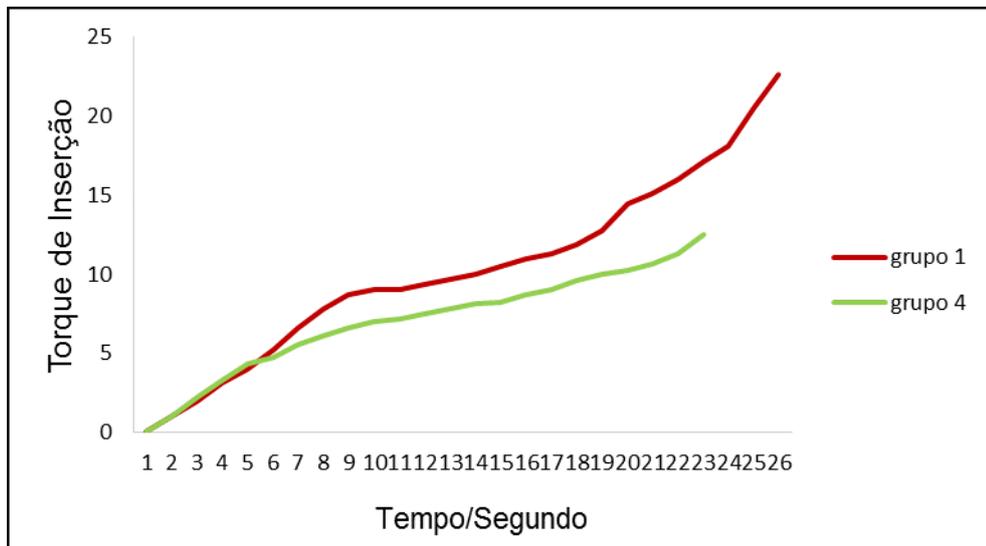


FIGURA 22. Gráfico comparativo do torque de inserção do grupo 1, osso similar a região mediana da mandíbula e grupo 4, osso similar a região anterior da mandíbula.

O grupo 3, que tinha os corpos de prova com osso similar à região anterior da maxila obteve um valor do MTI e MTR discretamente menor do que o grupo 4, apesar do mesmo tamanho de mini-implantes dos ensaios de ambos os grupos e da densidade óssea do grupo 3 ter sido de $0,32 \text{ g/cm}^3$ (30 PCF) consideravelmente menor do que a densidade do corpo de prova da região anterior da mandíbula que era de $0,64 \text{ g/cm}^3$ (40 PCF).

TABELA 12. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 1. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.

Grupo1- 18x8x1										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
19	17	24	20	19	22	18	15	15	15	18,4
16	15	20	19	18	19	17	15	14	14	16,7
13	14	17	18	16	18	15	14	13	13	15,1
10	13	15	17	15	18	13	11	12	10	13,4
9	12	13	15	14	16	11	10	11	9	12
8	8	11	14	13	12	8	9	10	9	10,2
8	7	8	13	11	10	7	8	9	8	8,9
7	6	7	12	10	9	6	7	9	7	8
6	5	6	9	10	9	6	7	8	6	7,2
6	5	6	6	9	8	5	6	7	6	6,4
6	5	6	5	9	8	5	6	7	5	6,2
6	5	5	4	9	8	5	5	7	5	5,9
6	4	5	4	9	7	5	5	7	5	5,7
5	4	4	3	8	7	5	5	7	4	5,2
5	3	4	2	8	7	5	4	7	4	4,9
5	3	3	2	7	7	4	4	7	4	4,6
5	2	3	2	7	6	4	4	6	4	4,3
4	2	3	2	6	6	4	4	6	4	4,1
4	2	3	2	5	6	4	4	6	4	4
4	2	3	2	6	6	4	4	5	4	4

TABELA 13. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 2. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.

Grupo 2- 18x8x2										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
10	10	9	9	9	8	10	8	9	9	9,1
10	9	8	8	9	8	9	8	9	9	8,7
10	9	8	7	9	8	9	8	9	9	8,6
10	8	7	8	9	8	9	8	8	9	8,4
10	8	7	8	8	8	8	8	8	9	8,2
9	8	7	8	8	8	8	8	8	9	8,1
9	7	7	8	8	8	8	7	8	9	7,9
9	7	7	8	8	8	8	7	8	9	7,9
9	7	6	7	7	8	8	7	8	9	7,6
9	7	6	7	6	8	7	7	8	8	7,2
8	6	6	7	6	7	7	7	7	8	6,7
8	6	6	7	6	7	7	7	7	8	6,7
8	6	6	6	6	7	7	6	7	8	6,5
6	6	5	6	6	7	7	6	7	7	6,3
6	5	5	6	6	7	7	6	6	7	6,1
6	5	5	6	6	6	7	5	6	7	5,9
6	5	5	5	6	6	6	5	6	7	5,7
6	5	5	5	6	6	6	5	6	7	5,7
5	5	5	5	6	6	5	5	6	6	5,4

TABELA 14 -. Torque de remoção de cada mini-implante do grupo 3. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.

Grupo 3 -15X6X1										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
10	10	8	9	10	11	12	12	10	11	10,3
9	9	8	9	10	10	11	11	9	10	9,6
9	9	7	8	10	10	9	10	9	9	9,0
8	8	7	7	9	9	8	9	8	7	8,0
7	7	7	6	8	8	7	9	7	6	7,2
6	7	7	6	8	8	7	8	5	5	6,7
6	6	7	5	6	7	6	8	5	5	6,1
6	6	7	5	6	7	6	7	4	5	5,9
6	6	7	4	6	7	6	7	4	5	5,8
6	6	7	4	6	6	5	7	4	4	5,5
6	6	6	4	6	6	5	6	3	4	5,2
6	6	5	4	6	6	5	6	3	3	5,0
6	6	5	3	6	5	5	6	3	3	4,8
5	6	5	3	6	5	4	6	3	3	4,6

TABELA 15. Torque em Ncm de remoção de 10 mini-implantes do grupo 4. Os valores de maior destorque estão mostrados na terceira linha da tabela.

Grupo 4- 15x6x2										
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média
10	11	9	10	10	12	12	12	10	10	10,6
9	10	9	10	10	11	10	11	9	9	9,8
9	10	8	9	10	10	9	10	9	9	9,3
8	9	8	8	9	9	8	9	9	8	8,5
7	8	7	7	8	9	7	9	8	8	7,8
6	8	6	7	7	8	7	8	8	8	7,3
6	7	6	6	6	8	6	8	7	7	6,7
6	7	6	6	6	8	6	7	7	7	6,6
6	7	6	5	6	7	6	7	7	7	6,4
6	7	6	5	6	7	5	7	6	7	6,2
6	7	5	5	6	7	5	6	5	6	5,8
6	7	5	4	6	7	5	6	5	5	5,6
5	7	5	4	6	6	5	6	5	4	5,3
5	6	5	4	6	6	4	6	5	4	5,1
5	6	5	4	6	6	4	6	4	4	5
5	6	5	4	5	6	4	6	4	4	4,9
4	6	4	4	5	6	4	6	3	3	4,5
4	5	4	4	4	5	3	6	3	3	4,1
4	4	4	4	4	5	3	5	3	3	3,9

Quando comparados os seis grupos deste ensaio referentes às regiões anteriores, medianas e posteriores da maxila e mandíbula o MTI foi maior do que o MTR na maioria dos ensaios, vide Figs 23 e 24.

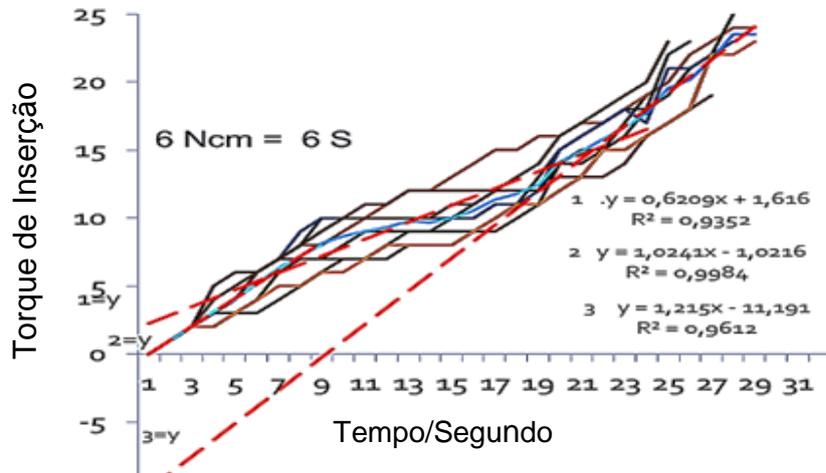


FIGURA 23. Máximo torque de inserção (MTI) dos 10 ensaios com mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro x 6 mm e corpo de prova com densidade de 64 g/cm³ (40 PCF) similar à região anterior da mandíbula.

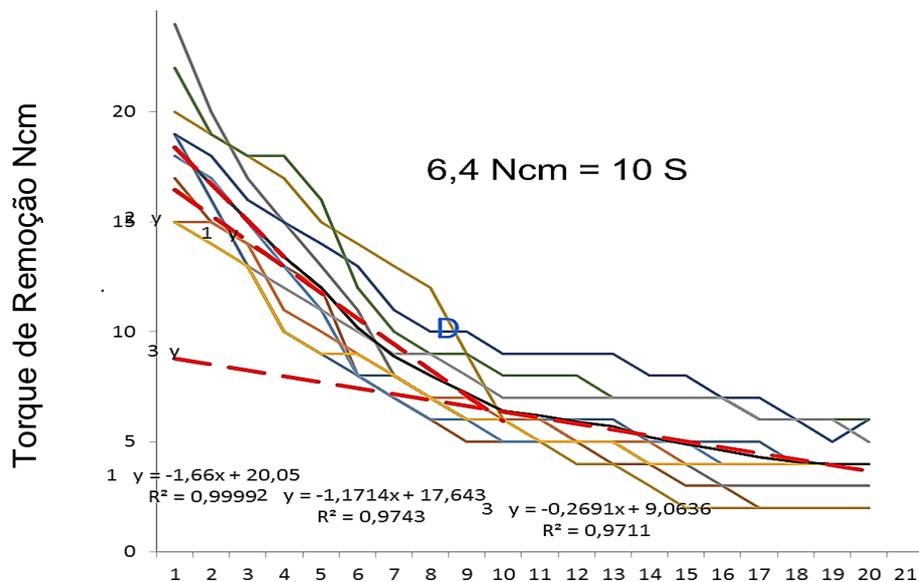


FIGURA 24. Máximo torque de remoção (MTR) dos 10 ensaios com mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro x 6 mm de comprimento e corpo-de-prova com densidade de 0,64 g/cm³ (40 PCF) similar a região anterior à mandíbula.

O MTR do grupo 3 teve uma diminuição gradual, no entanto apresentou um intervalo de tempo menor quando comparados ao MTI. Quanto maior era o diâmetro do mini-implante, a densidade óssea trabecular e a espessura da cortical o torque de inserção aumentava. O torque aumentou mais rapidamente conforme eram rosqueadas as roscas compactantes que estavam mais próximas da cervical, que tinham menor passo e menor profundidade. Algumas exceções ocorreram no corpo de prova do osso trabecular menos denso semelhante à

região da maxila posterior similar ao osso tipo IV.

Foram realizadas inserções indiretas com perfuração anterior à inserção com fresa de 1 mm e na maioria dos ensaios o torque foi menor do que quando realizada a inserção direta (sem perfuração prévia). Na inserção indireta, em alguns casos, o torque não era tão linear quando comparado à inserção direta. Os torques de remoção na maioria dos testes com perfuração os torques de remoção foram maiores do que o de inserção, exceto na região maxilar anterior, onde a densidade do osso trabecular artificial era o menor de todos os ensaios.

4.2 Microscopia eletrônica de varredura

Os mini-implantes que foram analisados antes dos ensaios no microscópio eletrônico de varredura após os ensaios novas imagens foram capturadas.

As medidas das roscas dos mini-implantes foram obtidas no microscópio eletrônico de varredura (Figs. 25 a 29). O passo do primeiro filete rosca próximo ao término da ponta ativa foi 375 μm , da segunda rosca foi 395 μm e da terceira rosca 425 μm . A profundidade aumentou progressivamente na ponta ativa, a medida do primeiro filete de rosca próxima ao término da ponta foi 67,8 μm , da segunda, 108,0 μm e 112,0 μm .

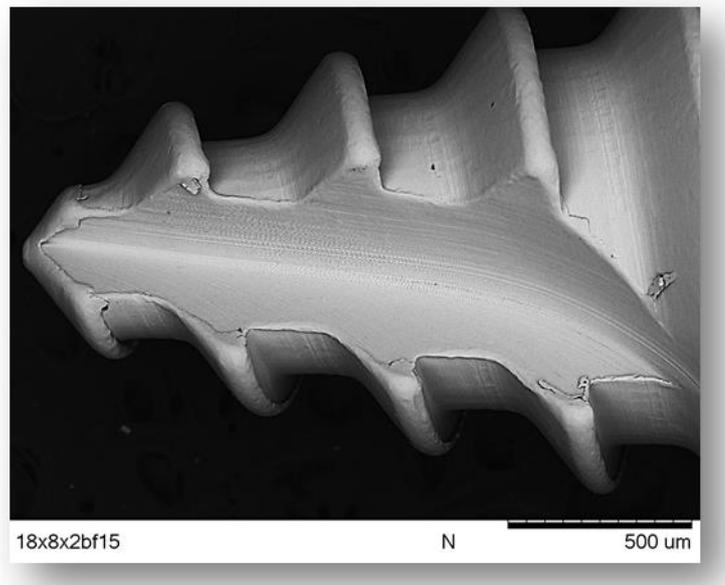


FIGURA 25. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da ponta ativa, lado da fenda de um mini-implante medindo 18x8x2.

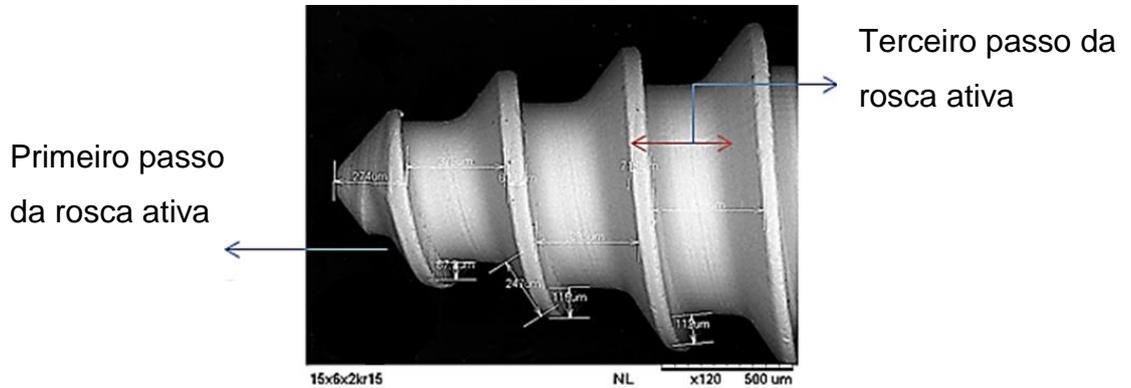
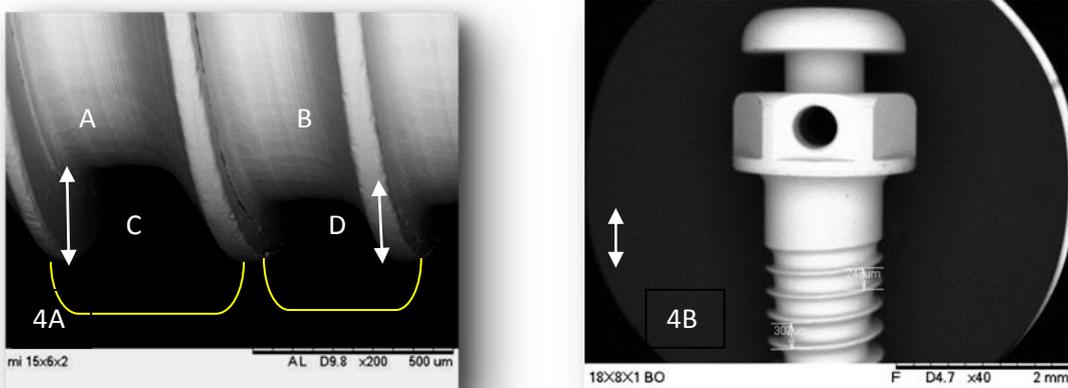


FIGURA 26. Medidas da ponta ativa da rosca do MI 15x6x2. Medida do da porção final do ápice da rosca:274,0 μm. Medida do segundo passo: 67,8 μm. Medida do terceiro passo 71,0 μm. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura.



A)

B)

FIGURA 27. A) Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) de MI 15x6x2, mostrando a rosca autoperfurante com maior profundidade do filete (A) e maior passo (C) do que a profundidade (B) e o passo (D) da micro rosca. B) Medida do passo da rosca compactante de 312 μm e da rosca autoperfurante medindo 341 μm.

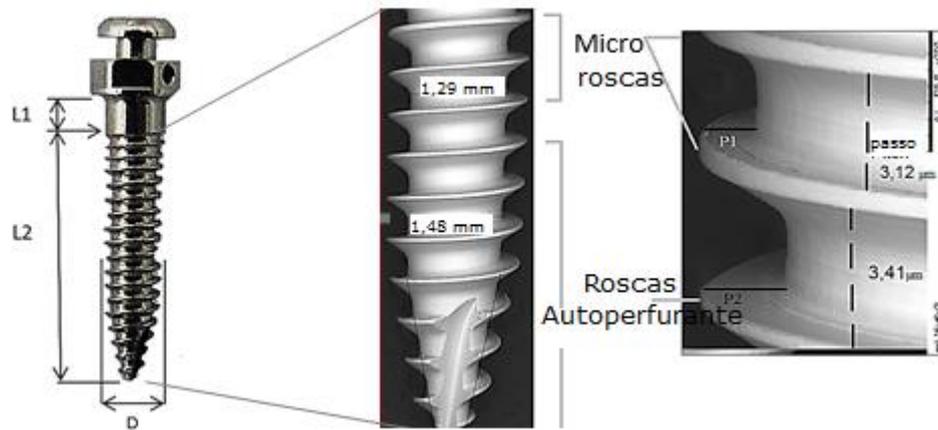


FIGURA 28. Imagem de elétrons retro-espalhados obtidas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) mostrando passo da rosca autoperfurante de 1,48 mm e profundidade de 3,41 μm. Medidas da rosca micro rosca foram 1,29 mm do passo e 3,12 mm a profundidade do mini-implante medindo 15x6x2.

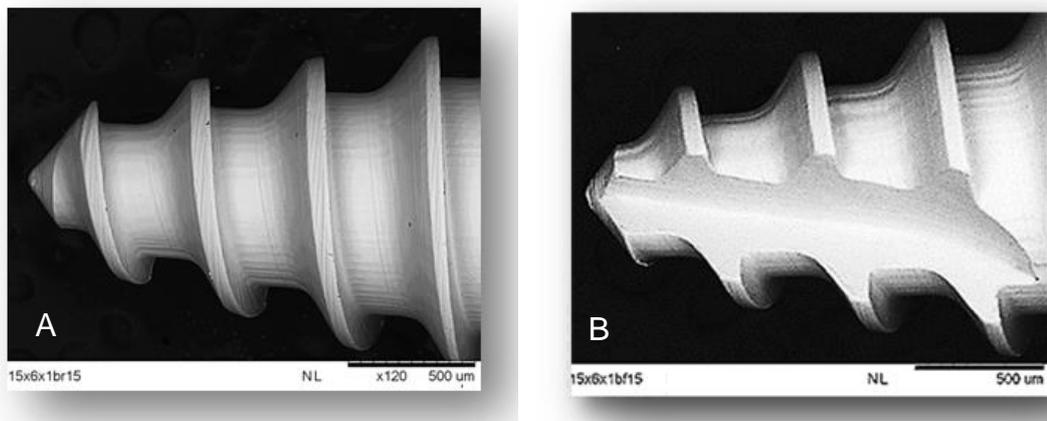


FIGURA 29. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da ponta ativa do MI 15x6x1 após o ensaio de inserção. A) Lado da rosca. B) Lado da fenda.

Os mini-implantes foram analisados no microscópio eletrônico de varredura. Foram coletadas imagens da ponta ativa do lado da fenda (Fig. 30), da superfície do perfil transmucoso (Fig. 31) e da superfície da micro rosca (Fig. 32).

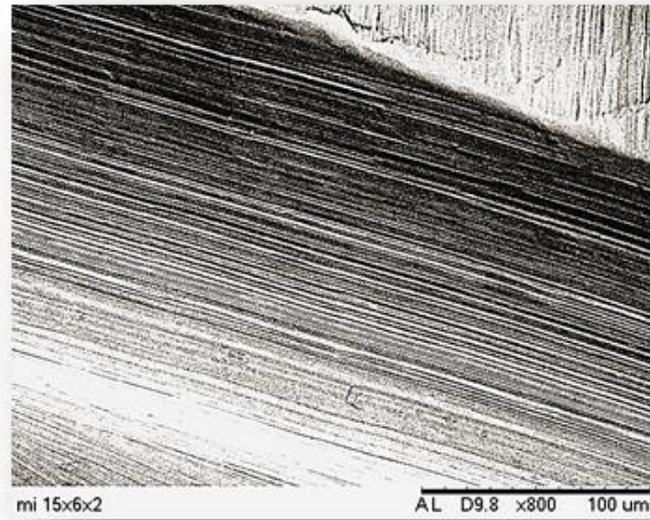


FIGURA 30. Imagem de elétrons retro-espalhados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície da ponta ativa, lado da fenda após o ensaio de torque de inserção e remoção.

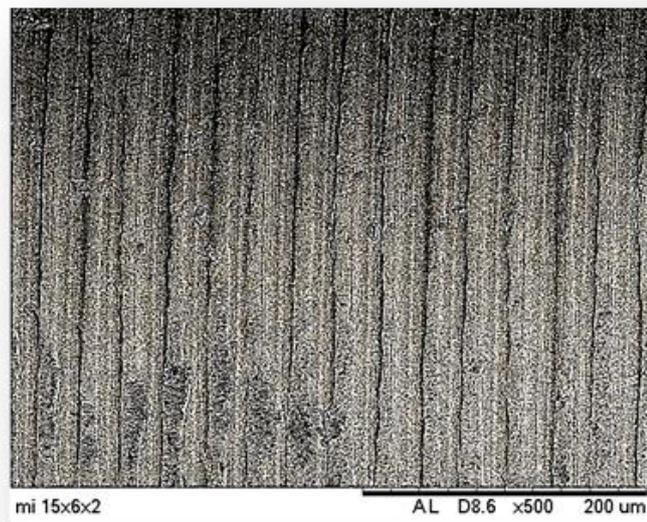


FIGURA 31. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura da superfície do perfil transmucoso após os ensaios.

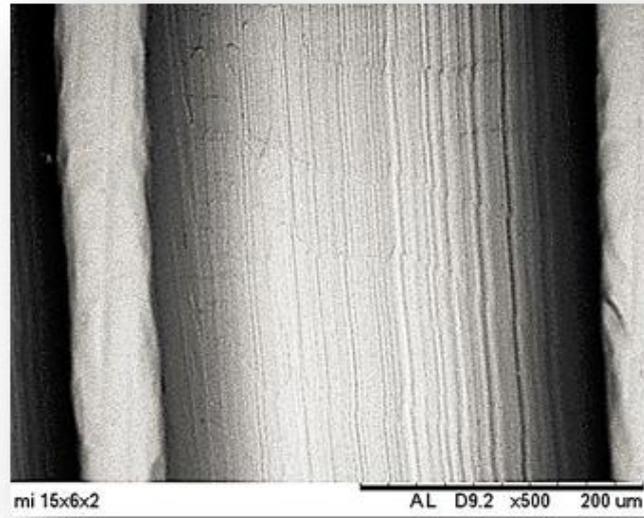


FIGURA 32. Imagem de elétrons retro-espalhados obtida por microscopia eletrônica de varredura (MEV) da superfície da micro rosca após o ensaio.

5 DISCUSSÃO

O sucesso da osseointegração de mini-implantes está relacionado à diversos fatores e dependendo de como foi elaborada a análise a taxa pode sofrer variações. Freitas, 2010 relatou um índice de sucesso de 92,4% na inserção de mini-implantes. As características biométricas dos indivíduos, o diâmetro, comprimento, altura do perfil transmucoso e região de inserção não foram associados à perda de mini-implantes, quando analisados individualmente. No entanto, quando comparados os sítios de inserção entre os maxilares, a mandíbula demonstrou maior probabilidade de perda. Quando associadas as características biométricas referente a idade e gênero dos indivíduos, as características do mini-implante como diâmetro, comprimento e sítio influenciaram significativamente a propabilidade de perda do dispositivo. Lim et al, 2008, destacou que as causas de insucesso de mini-implantes são múltiplas: inflamações do tecido gengival, torque de inserção excessivo, que é responsável pelo aumento de calor e micro fraturas, podendo ocorrer degeneração óssea na interface do dispositivo com o tecido ósseo.

A primeira opção para realizar os ensaios deste estudo foi utilizar mandíbulas e maxilas de minipig, baseando-se na tese de mestrado sobre mini-implantes do Dr. Klaus Barreto Lopes. Inicialmente foi realizado o contato com o referido autor que indicou a colônia de Minipig br1, que criava mini porcos no Brasil. Todo o levantamento bibliográfico foi realizado e obtido a aprovação do Comitê de Ética da Faculdade Veterinária da Universidade São Paulo. Seriam necessárias 8 cabeças de minipigs, no entanto na época de realizar os ensaios não haviam minipigs disponíveis com dentes permanentes, fase em que os ossos dos maxilares teriam características similares aos maxilares humanos. A definição foi por preparar corpos-de-prova com osso artificial, que permitiu o controle da espessura das corticais, densidade do osso trabecular e eliminou influências de má higiene. Lopes, 2010, citou a dificuldade para obter e manter cães da raça beagle para realizar ensaios, além do o alto custo e a lei do município de São Paulo que proibiu a utilização destes cães para pesquisa. A limitação de cadáveres humanos frescos com dentes e ossos alveolares adequados para

pesquisa também foi citada pelo autor, que realizou os ensaios com mandíbulas de Minipig br1 e descreveu fatores favoráveis a esta opção como o menor custo, facilidade de manutenção em condições controladas, semelhança à fisiologia humana e alta relevância dos dados obtidos em diversas pesquisas relacionadas à área biomédica.

No presente trabalho os torques de remoção foram menores do que os de inserção considerando que não existe a estabilidade secundária no caso de ensaios com ossos artificiais. O torque de remoção demonstrou a eficiência mecânica dos mini-implantes. O torque de inserção foi maior no grupo 1 do que no grupo 2. Considerando que os mini-implantes utilizados tinham o mesmo tamanho e a cortical do grupo 1 era menos espessa 0,5 mm do que do grupo 2, a densidade do osso trabecular teve considerável influência nos torques de inserção e remoção. A densidade e a espessura da cortical óssea são diferentes conforme as regiões dos maxilares e se alteram com o aumento da idade. Misch et al, 1999, pesquisando sobre densidade óssea e espessura da cortical dos maxilares em pacientes com idade entre 56 anos e 90 anos identificaram corticais mais espessas do que Hu et al, 2009, que pesquisou pacientes com idade entre 29 anos a 80 anos. Wei et al, 2011 citou que o osso cortical pode fornecer o contato mais íntimo com o osso esponjoso devido sua qualidade óssea mais densa e sítios de inserção com maior espessura de cortical apresentaram maior força de remoção (*pull out*). Uma significativa diferença foi relatada pelos autores na estabilidade dos mini-implantes quanto submetidos aos ensaios de tração em ossos de cães sacrificados 0, 3 semanas, 6 semanas e 9 semanas após a inserção dos parafusos. Houve menor valor de força de remoção independente de a cortical ser fina ou espessa quando o ensaio foi realizado no grupo sacrificado com 3 semanas após a inserção, que foi denominado T3. Neste tempo iniciou a fase de latência e os osteoclastos foram gradualmente substituídos pelos osteoblastos. No entanto, quando comparada as corticais finas e grossas dentro do grupo T3 houve diferença significativa, ficando evidente a maior estabilidade da cortical mais espessa. Quando comparado com o grupo de cães sacrificados com 6 (T6) e 9 semanas (T9) evidenciou que o maior tempo de osseointegração aumentou a força de remoção, o que levou os autores a considerar que as áreas de corticais finas necessitam de maior tempo de osseointegração para ter melhor

fixação biológica. Os autores relataram que os mini-implantes podem ser carregados em qualquer fase entre 0 a 9 semanas após a inserção, uma vez que a força de remoção foi maior do que a força necessária para movimentação ortodôntica que varia entre 0,3 N a 4 N. Kim et al, em 2012, concluíram que existência de quantidade óssea é importante base clínica para instalação de mini-implante. Demonstram em estudos, que o osso cortical nas áreas vestibular e lingual mandibular foi mais espesso em homens do que nas mulheres. Nos homens, o osso cortical lingual mandibular era mais espesso do que o osso cortical bucal, exceto entre os 1º e 2º molares em ambos os lados. Nas mulheres, o osso cortical lingual mandibular foi mais espesso em todas as regiões, quando comparado ao osso cortical bucal. A espessura do osso cortical de bucal mandibular aumentou dos caninos para os molares. O osso cortical lingual mandibular foi mais grosso entre os 1º e 2º pré-molares, seguidos pelas áreas entre o canino e primeiro pré-molar, entre o 2º pré-molar e 1º molar e entre o primeiro molar e segundo molar.

Elias et al, em 2005, obtiveram para mini-implantes de 1,5 mm, torque médio de inserção de 9,6 Ncm em cortical de coelhos e 12,6 Ncm em cortical bovina. Os mini-implantes com 2,0 mm de diâmetro, quando inseridos em cortical bovina, apresentaram torque médio de inserção de 23,2 Ncm, mais próximo aos valores obtidos no presente estudo.

Wilmes et al, 2008, concluíram os mini-implantes inseridos com inclinação entre 60° e 70° tem maior estabilidade primária e quanto maior a comprimento e diâmetro do mini-implante maior o torque de inserção, por outro lado, Wei et al em 2011, relataram que os mini-implantes tiveram maior força de remoção quando em posição axial do que inclinados. Os valores médios para o torque máximo de remoção obtidos variaram de 25,0 a 16,6 Ncm e não houve diferença significativa entre os grupos, segundo Elias et al, 2005, que avaliaram o torque de remoção de mini-implantes comerciais com 6,0 mm de comprimento e diâmetros de 1,5 mm e 2,0 mm e encontraram valores de $5,4 \pm 0,7$ Ncm para a cortical de coelho e $6,8 \pm 0,8$ Ncm na cortical bovina, para os mini-implantes de 1,5 mm de diâmetro. Os mini-implantes com 2,0 mm de diâmetro só foram testados em cortical bovina e apresentaram torque de remoção de $12,0 \pm 1,6$ Ncm. Estes valores foram inferiores aos encontrados neste estudo, mesmo para os mini-implantes com

maior diâmetro. Contudo, os mini-implantes utilizados por Elias et al, 2005, eram mais curtos (6 mm).

Os torques de inserção e remoção são diferentes para diferentes densidades e espessuras ósseas. O excesso de força aplicada na inserção do mini-implante na região periimplantar causando compressão no tecido ósseo, pode resultar em osteonecrose, por apresentar na remodelação osteoclastos ao invés de osteoblastos com resposta curativa e disposição de tecido ósseo. A pré-fresagem pode reduzir o torque de inserção em locais com espessura excessiva de tecidos ósseos. Áreas com espessura de cortical com mais de 1,5 mm devem ser fresadas antes da instalação de mini-implantes, segundo Baumgarten et al, 2011. No presente estudo para os ossos similares à mandíbula o torque máximo de inserção sem perfuração prévia foi de 22,60 N cm. A perfuração prévia com fresa de 1 mm reduziu o torque máximo de inserção para 13,6 Ncm tornando a instalação viável para mini-implantes com até 2 mm de diâmetro. Na região mediana da maxila o torque máximo de inserção foi aproximadamente 10 Ncm. Mini-implantes com 1,5 mm de diâmetro e com comprimento de 6 e 8 mm não necessitam de perfuração prévia com broca. A perfuração da cortical com a lança antes da instalação é recomendável. O torque máximo de inserção na região posterior da maxila ficou em torno de 10 Ncm a 22 Ncm. Devido à espessura da cortical vestibular e lingual, a perfuração prévia da cortical com a lança no local da instalação é viável devido a espessura da cortical óssea principalmente na região vestibular. A região anterior da maxila entre o canino e o incisivo lateral é recomendável a instalação com a perfuração prévia devido ao aumento da densidade óssea e na região de incisivos superiores a perfuração com a lança é necessária.

6 CONCLUSÃO

1) O máximo torque de inserção identificado para cada região da mandíbula foi: região posterior: 22 Ncm, região mediana: 22 Ncm e na região anterior: 11,9 Ncm.

Concluindo-se que:

O uso de lança para perfuração da cortical óssea na região posterior da maxila é necessária devido a espessura da cortical óssea. Não é recomendado a perfuração prévia com broca do osso trabecular, devido à baixa densidade do osso trabecular.

Nas regiões mediana e anterior da a perfuração prévia da cortical com lança é recomendada.

Nas regiões posteriores e mediana da mandíbula é indicado a perfuração com lança do osso cortical e perfuração com broca do osso trabecular antes da instalação dos mini-implantes.

Na região anterior da mandíbula a perfuração da cortical e o uso de broca previamente à alocação do mini-implante são recomendados, principalmente quando indicado mini-implante com pequeno diâmetro.

As características do mini-implante influenciam no torque de inserção.

As roscas com passos menores aumentam o torque de inserção.

A perfuração óssea anterior à instalação diminui o torque de inserção.

O mini-implante com dupla rosca aumentou o torque progressivamente durante a inserção das roscas autoperfurantes e com menor espaço de tempo na inserção das micro roscas compactantes. Esta geometria pode favorecer a estabilidade primária em osso tipo III e tipo IV.

2) Os mini-implantes utilizados neste ensaio demonstraram ótima resistência mecânica. Não foram detectadas deformações ou fraturas da ponta ativa dos mini-implantes demonstrando que o *design* e a liga de Ti6V4V resistiram às forças a que foram submetidos os mini-implantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALSAMAK, S.; BITSANIS, E.; MAKOU, M.; ELIADES, M. Morphological and structural characteristics of orthodontic mini-implants. **Journal of Orofacial Orthopedics** / Fortschritte der Kieferorthopädie, v. 73, n. 1, p. 58-71, 2012.
2. ALLEN, R. F.; BALDINI, N. C.; DONOFRIO, P. E.; GUTMAN, E. L.; KEEFE, E.; KRAMER, J. G. **Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments (F1839-97)**. Annual book of ASTM standards, medical devices and services. West Conshohocken. The American Society for Testing and Materials, 1998.
3. AUGAT, P.; SCHORLEMMER, S. The role of cortical bone and its microstructure in bone strength. **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl 2, p. ii27-ii31, 2006.
4. BAUMGAERTEL, S.; HANS, M. G. Buccal cortical bone thickness for mini-implant placement. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 136, n. 2, p. 230-235, 2009.
5. BAUMGAERTEL, S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 140, n. 6, p. 806-811, 2011.
6. CAÚLA, A. L.; MACHADO, F. E.; BARBOZA, E. P. Densidade óssea no planejamento em implantodontia. **Revista Brasileira de Cirurgia e Implantodontia**, Curitiba, v. 7, n. 25, p. 49-53, 2000.
7. CHEN, Y. J.; CHANG, H. H.; LIN, H. Y.; LAI, E. H.; HUNG, H. C.; YAO, C. C. Stability of mini-implants and mini screws used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, p. 188-96, 2008.
8. CHEN, Y. J.; CHANG, H. H.; LIN, H. Y.; LAI, E. H. H.; HUNG, H. C.; YAO, C. C. J. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. **Clinical Oral Implants Research**, v. 19, n. 11, p. 1188-1196, 2008.
9. CHOËL, L.; LAST, D.; DUBOEUF, F.; SEURIN, M. J.; LISSAC, M. BRIQUET, A.; GUILLOT, G. Trabecular alveolar bone microarchitecture in the human mandible using high resolution magnetic resonance imaging. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 33, p. 177-182, 2004.
10. CHOI, J. H.; PARK, C. H.; YI, S. W.; LIM, H. J.; HWANG, H. S. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial**

Orthopedics, v. 136, n. 6, p. 766. e1-766. e12, 2009.

11. CRISTOFOLINI, L.; VICECONTI, M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. **Journal of biomechanics**, v. 33, n. 3, p. 279-288, 2000.
12. FREITAS, M. C. **Avaliação do Índice de Sucesso de Mini-implantes como Ancoragem em Ortodontia**. Dissertação (Mestrado). Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, 2010.
13. ELIAS, C. N.; GUIMARÃES, G. S.; MULLER, C. A. Torque de inserção e de remoção de mini parafusos ortodônticos. **Revista Brasileira de Implantes**, v. 11, n. 3, p. 5-8, 2005.
14. HU, K-S.; KANG, M-K.; KIM, T-W.; KIM, K-H.; KIM, H-J. Relationships between dental roots and surrounding tissues for orthodontic miniscrews installation. **The Angle Orthodontist**, v. 79, n. 1, pp. 37-45, January 2009.
15. HUJA, S. S.; LITSKY, A. S.; BECK, F. M.; JOHNSON, K. A.; LARSEN, P. E. Pull-out strength of monocortical screws placed in the maxillae and mandibles of dogs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 127, n. 3, p. 307-313, 2005.
16. KIM, Y. K.; KIM, Y. J.; YUN, P. Y.; KIM, J. W. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. **The Angle Orthodontist**, v. 79, n. 5, p. 908-914, 2009.
17. KIM, J. H.; PARK, Y. C. Evaluation of mandibular cortical bone thickness for placement of temporary anchorage devices (TADs). **The Korean Journal of Orthodontics**, v. 42, n. 3, p. 110-117, 2012.
18. LADEIA JR., L.; LADEIA, L. E. **Mini-Implantes - um Guia Teórico-Prático de Instalação e Biomecânica ao Ortodontista e Implantodontista**. Napoleão Editora. 1ª ed. São Paulo- SP, 2011.
19. LIM, J. E.; LIM, W.H.; CHUN, Y.S. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. **Clinical Anatomy**, v. 21, n. 6, p. 486-491, 2008.
20. LIM, S. A.; CHA, J. Y.; HWANG, C. J. Insertion torque of orthodontic miniscrews according to changes in shape, diameter and length. **The Angle Orthodontist**, v. 78, n. 2, p. 234-240, 2008.
21. LOPES, K. B. **Avaliação da Resistência à Flexão de Mini-Implantes Desenvolvidos para Ancoragem Esquelética do Aparelho de Herbst - Estudo em Minipig br1**. 2010. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia.
22. LIU, S. S. Y., CRUZ-MARROQUIN, E.; SUN, J.; STEWART, K. T.; ALLEN, M. R. Orthodontic mini-implant diameter does not affect in-situ linear microcrack generation in the mandible or the maxilla. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 142, n. 6, p. 768-773, 2012.

23. MAZZO, C. R.; REIS, A. C.; ZANIQUELLI, O.; LEPRI, C. P.; OLISCOVICZ, N. F. Avaliação das propriedades mecânicas de poliuretanas para sua utilização como substrato em ensaios de implantes odontológicos. **Revista Odontológica do Brasil Central**, v. 21, n. 56, 2012.
24. MISCH, C E. **Implantes Dentais Contemporâneos**. Elsevier Brasil, 2011.
25. MISCH, C. E.; QU, Z.; BIDEZ, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 57, n. 6, p. 700-706, 1999.
26. MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; UEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. **Clinical Oral Implants Research**, v. 17, n. 1, p. 109-114, 2006.
27. MORCELLI, A. E. **Estudo dos Micromecanismos de Deformação e Fratura da Liga de Titânio Ti-6Al-4V Utilizando-se Técnicas de Microscopia Eletrônica e Difração de Raios X**. 2009. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
28. NOVA, M. F. P. D.; CARVALHO, F. R.; ELIAS, C. N.; ARTESE, F. Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 13, n. 5, p. 76-87, 2008.
29. PARK, J.; CHO, H. J. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 136, n. 3, p. e1-314. e12, 2009.
30. PETERSON, J.; WANG, Q.; DECHOW, P. C. Material properties of the dentate maxilla. **The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology**, v. 288, n. 9, p. 962-972, 2006.
31. PICKARD, M. B.; DECHOW, P.; ROSSOUW, P.E.; BUSCHANG, P. H. Effects of miniscrew orientation on implant stability and resistance to failure. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 137, n. 1, p. 91-99, 2010.
32. POGGIO, P. M.; INCORVATI, C. V. S.; CARANO, A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. **The Angle Orthodontist**, v. 76, n. 2, p. 191-197, 2006.
33. SOTTO-MAIOR, B. S.; ROCHA, E. P.; ALMEIDA, E. O. D.; FREITAS JR., A.C.; ANCHIETA, R. B.; CURY, A. A. D. B. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 6, p. 508-514, 2010.
34. SQUEFF, L. R.; SIMONSON, M. B. D. A, ELIAS, C. N.; NOJIMA, L. I. Caracterização de mini-implantes utilizados na ancoragem ortodôntica. **Journal**

Dental Press Orthodontics Orthopedics Facial, v. 13, n. 5, p. 49-56, 2008.

35. WANG, Y. C.; LIOU, E. J. W. Comparison of the loading behavior of self-drilling and predrilled miniscrews throughout orthodontic loading. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 133, n. 1, p. 38-43, 2008.

36. WEI, X.; ZHAO, L.; XU, Z.; TANG, T.; ZHAO, Z. Effects of cortical bone thickness at different healing times on microscrew stability. **The Angle Orthodontist**, v. 81, n. 5, p. 760-766, 2011.

37. WILMES, B.; DRESCHER, D. Impact of insertion depth and predrilling diameter on primary stability of orthodontic mini-implants. **The Angle Orthodontist**, v. 79, n. 4, p. 609-614, 2009.

38. WILMES, B.; SU, Y. Y.; DRESCHER, D. Insertion angle impact on primary stability of orthodontic mini-implants. **The Angle Orthodontist**, v. 78, n. 6, p. 1065-1070, 2008.