UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

ESCOLA DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA DE ESTRUTURAS

ESTUDO DA VIABILIDADE DO APARELHO DISJUNTOR SUPORTADO POR MINI-IMPLANTES NA EXPANSÃO RÁPIDA DA MAXILA

Larissa Carvalho Trojan

Larissa Carvalho Trojan

"ESTUDO DA VIABILIDADE DO APARELHO DISJUNTOR SUPORTADO POR MINI-IMPLANTES PARA A EXPANSÃO RÁPIDA DA MAXILA"

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Estruturas da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia de Estruturas. Área de concentração: Estruturas Linha de Pesquisa: Biomecânica Orientador: Prof. Estevam Barbosa de Las Casas (Universidade

Federal de Minas Gerais) Coorientadora: Ana Cláudia Moreira Melo Toyofuku (ILAPEO)

Belo Horizonte Escola de Engenharia da UFMG 2017

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer, primeiramente a Deus pela oportunidade e por todas as boas surpresas que tenho em meu caminho.

Um agradecimento especial aos meus pais pelo carinho em todas as situações. A vida tem muito mais sentido quando temos um porto seguro. Amo vocês!

Ao Professor Estevam pelo conhecimento, suporte e atenção que me dedica desde o início do Mestrado. Com certeza, dedico à finalização desse Doutorado a excelente relação que sempre tivemos. Muito obrigada pelo seu carinho e compreensão.

À Professora Ana Cláudia, que já considero uma amiga, obrigada pela confiança e apoio sempre. Espero poder retribuir a altura.

Ao Professor Diego Garzon e ao amigo Alejandro, que me receberam muito bem na Universidade Nacional da Colômbia.

Ao Professor Manuel Lagravere pelo conhecimento, disponibilidade e por aproximar ainda mais a experiência deste projeto à prática clínica.

Aos amigos que fiz durante toda a minha permanência em Minas Gerais. Com certeza todos fizeram com que essa fase fosse mais leve e alegre.

Aos amigos que me acompanham já algum tempo, que participaram de cada fase superada, muito obrigada! Paola, você em especial participou de todas essas fases, ao vivo ou não, sua presença sempre foi essencial! Leandro, meu parceiro da vida ortodôntica, obrigada pela atenção e ajuda sempre!

Aos amigos do Grupo de Engenharia Biomecânica, em especial à Veronika e ao Alejandro que me ajudaram muito nesse projeto. À todos os professores e funcionários do Departamento de Engenharia de Estruturas.

Muito Obrigada!!!

"A verdadeira viagem de descobrimento não consiste em procurar novas paisagens, mas em ter novos olhos".

Marcel Proust

RESUMO

Aparelhos disjuntores convencionalmente utilizados são fixados aos dentes posteriores com ou sem apoio relativo em mucosa. Atualmente, com o objetivo de reduzir os efeitos colaterais transmitidos aos dentes de suporte, alguns estudos têm mostrado alternativas de suporte por implantes e/ou mini-implantes (MIs). No entanto, existe uma grande variabilidade no modelo do aparelho, principalmente, quanto ao tipo e localização dos dispositivos de ancoragem utilizados. O presente trabalho teve como objetivo estudar a viabilidade do aparelho disjuntor palatino suportado por MIs instalados na região paramediana do palato. Para realizar tal propósito, o projeto foi dividido em 4 estudos: (i) Levantamento descritivo da espessura óssea na região paramediana do palato em ampla faixa etária; (ii) Avaliação da espessura total (óssea e de tecido mole) na região paramediana do palato; (iii) Análise computacional pelo método de elementos finitos da influência do diâmetro e comprimento do MI utilizado para a ancoragem esquelética do aparelho disjuntor palatino; (iv) Análise computacional dos ossos da face durante expansão rápida da maxila com disjuntor osseossuportado. A metodologia adotada os estudos foi: (i) Mensuração da espessura do osso palatino por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) de 300 pacientes entre 9 e 90 anos; (ii) Mensuração da espessura de tecido mole e total (osso palatino e tecido mole) por meio de TCFC de 70 pacientes entre 9 e 25; (iii) Análise pelo Método de Elementos Finitos (MEF) do comportamento biomecânico dos MIs e do osso circundante, durante a aplicação de uma ativação do disjuntor palatino; (iv) Análise pelo MEF do deslocamento das estruturas ósseas relacionadas à ERM com diferentes tipos de disjuntores osseossuportados. Os resultados foram: (i) a maior média de espessura óssea encontrada foi de 7,48 mm e a menor média foi de 1,46 mm. O modelo de regressão linear revelou influência significativa do gênero, idade, distância do forâme incisivo e da sutura palatina mediana (SPM); (ii) o valor médio da espessura da mucosa foi de 2,16 mm (+1,25) e o da espessura óssea foi de 3,66 mm (+2,40). Totalizando espessura encontrada, a média está entre 2,17 e 9,47 mm; (iii) todos os MIs se mostraram resistentes para cargas de expansão, porém foi observada redução de tensões e deformações para o acréscimo do diâmetro e do comprimento; (iv) disjuntores com apoio em rebordo obtiveram maior abertura da SPM, porém apresentaram maior inclinação dentária. Com os presentes resultados conclui-se que os disjuntores palatinos possuem como possibilidade de suporte a fixação de mini-implantes no palato.

ABSTRACT

Conventionally the breaker devices are supported by the posterior teeth associated or not to relative mucosal support. Currently, aiming to reduce the side effects on the supporting teeth, some studies have shown some alternatives using implants and/or mini-implants (MIs). However, there is great variability in the apparatus desing, mainly regards to the type and location of the anchorage used. The present work had aims to study the viability of palatal expander appliances supported by MIs placed in the palatal paramedian region. To accomplish this, the project was divided into 4 parts: (i) Descriptive survey of palatal bone thickness in the paramedian region in a wide age group; (ii) Evaluation of the total thickness (bone and soft tissue) in the paramedian region; (iii) Computational analysis by the finite element method of the MI diameter and length influence used as skeletal anchorage for palatal expander appliances; (iv) Computational analysis of facial bones during rapid maxillary expansion with bone supported appliances. The methodology adopted was: (i) Measurement of palatine bone thickness using Cone Beam Computed Tomography (CBCT) of 300 patients between 9 and 90 years; (ii) Measurement of soft and total tissue thickness (bone and soft tissue) using CBCT of 70 patients between 9 and 25; (iii) Analysis of the biomechanical behavior by the Finite Element Method (FEM) of the MIs and the surrounding bone, during the application of an activation of the palatal expander; (iv) Analysis by Finite Element Method (FEM) of the displacement of bone structures related to RME with different types of bone supported appliances. The results were: (i) the highest mean bone thickness found was 7.48 mm and the lowest mean was 1.46 mm. The linear regression model revealed a significant influence of gender, age, distance from the incisive foramen and from median palatal suture (MPS); (ii) the mean value of the thickness of the mucosa was 2.16 mm (+ 1.25) and the bone thickness was 3.66 mm (+ 2.40). Total thickness average found was between 2.17 and 9.47 mm; (iii) all MIs were resistant to expansion loads, however were observed stress and strain reduction for the increase in diameter and length; (iv) bone supported placed in the alveolar bone obtained a greater MPS openness, but showed a greater teeth inclination. With the present results it is concluded that the palatal expanders have the possibility of be supported by mini-implants placed in the palate.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Foto oclusal da arcada superior com disjuntor suportador por dentes e mucosa (tipo			
Haas), à esquerda, e disjuntor suportando por dentes (tipo Hyrax), à direita2			
Figura 2 - Aparelhos disjuntores palatinos – À esquerda, disjuntor osseossuportado com			
fixação em rebordo alveolar e, à direita, com fixação em palato duro3			
Figura 3 - Em A, vista lateral da mandíbula (em região tracejada em vermelho, sínfise; e			
azul, região retromolar). Em B, vista oclusal do osso maxilar (em região tracejada em			
vermelho, pré-maxila)8			
Figura 4 - Imagem radiográfica da SPM, na região anterior pode-se observar que as duas			
extremidades ósseas que compõe a sutura estão afastadas. Na região posterior não é			
possível observar esse afastamento13			
Figura 5 - Imagem gráfica do tempo (semanas) versus quoeficiente de estabilidade do			
implante (ISQ), em mini-implantes sem aplicação de carga18			
Figura 6 - Expansores dentossuportados (Hyrax) e osseossuportados (C-expander) utilizados			
por Lin <i>et al.</i> (2015)			
Figura 7 - Aparelho híbrido hyrax (osseo-dentossuportado). O aparelho foi ligado av			
primeiros molares por bandas e os mini-implantes por casquestes (TTA S-cap; Trimed)			
utilizando cimento de ionômero de vidro (3M Unitek, Monrovia, Califórnia)33			
Figura 8 - Modelo de expansor osseossuportado por meio de 4 mini-implantes (1,7mm de			
diâmetro e 4 a 5 mm de comprimento) utilizado por Chen et al. (2016)34			
Figura 9 - Imagem do corte sagital do osso palatino na região da SPM, com a referência da			
borda posterior do forame incisivo (à esquerda) e com as seis medições obtidas em cada			
corte sagital (à direita)			
Figura 10 - Desenho esquemático para localização dos pontos a serem medidos em relação a			
sua distância da linha da sutura palatina mediana (SPM) e do forame incisivo39			
Figura 11 - Imagem do corte sagital em região paramediana a 6 mm da SPM, com as seis			
medições obtidas cada40			
Figura 12 – Modelos 3D dos mini-implantes autoperfurantes			
Figura 13 - Aparelho disjuntor com base de acrílico a ser suportado por mini-implantes (Área			
demarcada corresponde ao modelo 3D desenvolvido)42			
Figura 14 - Modelo 3D			

Figura 15- Modelo 3D com destaque para as faces selacionadas para fixação rígida (em azul, A), simetria (em amarelo, B) e aplicação do deslocamento (em amarelo, C)......44

Figura 17 – Modelo 3D sem placa de acrílico, com destaque para a face selacionada para aplicação do torque de instalação (em vermelho)......46

Figura 19 - Distribuição métrica dos elementos dentro dos parâmetros de Element Quality..47

Figura 20 – Regiões dos pontos selecionados na superfície do MI e do osso (em A, modelo com mini-implante com 7 mm de comprimento; em B, com 5 mm de comprimento)...49

Figura 21 - Modelo Geométrico com aparelho disjuntor dentossuportado fixado aos dentes posteriores (Em coloração cinza claro: osso; cinza escuro: aparelho disjuntor/aço; bege: elementos dentários; marrom: unidade funcional osso-sutura)......48

Figura 26 – Distribuição métrica dos elementos dentro dos parâmetros de Element Quality..55

Figura 30 – Gráfico com a média dos resultados obtidos para cada ponto.......65 vi

Figura 31 – Figura esquemática com a média dos resultados obtidos de espessura do tecido ósseo para cada ponto, desconsiderando a hemi-maxila (direita e esquerda)......69

- Figura 41– Deslocamento previsto (mm) para o MI quando aplicado deslocamento referente a 1 ativação do disjuntor (0,125 mm) no sentido X (eixo vermelho), direção positiva. No topo de cada MI estão os valores médios descritos para cada modelo na região de

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo dos resultados clínicos (mm) obtidos por Lin et al. (2015)32
Tabela 2 - Resumo dos resultados de estudo clínico (Toklu, Germec-Cakan e Tozlu, 2015)33
Tabela 3 – Efeitos previstos pela lei de Wolf (Frost, 2003)
Tabela 4 - Propriedades mecânicas
Tabela 5 - Resumo dos modelos desenvolvidos48
Tabela 6 - Propriedades mecânicas
Tabela 7 - Casos simulados
Tabela 8 - Grupos etários da amostra
Tabela 9 - Espessura média do osso palatino em cada ponto mensurado60
Tabela 10 – Modelo de regressão linear da espessura do palato62
Tabela 11 - Modelo de regressão linear da espessura do palato para pontos equidistantes da
SPM63
Tabela 12 - Grupos etários da amostra64
Tabela 13 - Média da espessura da mucosa em todos os pontos mensurados65
Tabela 14 Espassura de mucasa e assa para cada ponto mensurado 67
Tabela 14 - Espessura de Indeosa e osso para cada ponto mensurado
Tabela 14 - Espessura de Indeosa e osso para cada ponto mensurado
Tabela 14 - Espessura de indcosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 14 - Espessura de indcosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 14 - Espessura de indeosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 14 - Espessura de indeosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 14 - Espessura de indeosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana
 Tabela 14 - Espessura de indcosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana
 Tabela 14 - Espessura de indeosa e osso para cada ponto mensurado
 Tabela 15 - Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região para- mediana

LISTA DE ABREVIATURAS

- 3D Tridimensional
- CAD programa desenho assistido por computador
- CAE programa engenharia assistida por computador
- EF Elementos finitos
- ERM Expansão rápida da maxila
- FMA ângulo entre o plano mandibular e de Frankfurt
- MEF Método de elementos finitos
- MIs Mini-implantes
- mm Milímetros (Unidade de medida)
- MPa Unidade de tensão (N/mm²)
- N Newtons (Unidade de força)
- Ncm Unidade de momento de força
- SPM Sutura palatina mediana
- TC Tomografia computadorizada
- TCCB Tomografia Computadorizada Feixe Cônico

LISTA COMPÊNDIO DE TERMOS ODONTOLÓGICOS

Abertura piriforme - é a região da face que possui uma cartilagem que separa as duas metades da cavidade nasal;

Ancoragem – região/dente/grupo de dentes que suportam os efeitos resultantes das forças ortodônticas ou ortopédicas aplicadas;

Deiscência vestibular – defeito ósseo vertical, estreito, na tábua alveolar, sobre a raiz de um dente;

Distal - região distante da linha média;

Doenças periodontais - doença infecto-inflamatória que acomete os tecidos de suporte (gengiva) e de sustentação (cemento, ligamento periodontal e osso) dos dentes;

Fenestrações alveolares – defeitos ósseos alveolares em que ocorre a exposição da raiz dentária (ainda recoberto pela gengiva);

FMA – ângulo mensurada em análise cefalométrica entre o plano mandibular e de Frankfurt;

Mesial - região próxima à linha média;

Osseointegração - união do osso com a superfície de titânio, capacidade do implante de se incorporar ao osso;

Plano coronal – divide o corpo nas porções anterior (frente) e posterior (costas);

Plano de *Frankfurt* - Plano criado para análise cefométrica estabelecido por pontos de referência na margem inferior da órbita (olho) e da margem superior do meato acustico externo (ouvido);

Plano mandibular – Plano criado para análise cefométrica que é referente à base da mandíbula;

Plano sagital mediano – plano vertical que divide uma estrutura em lados direito e esquerdo;

Rebordo alveolar - osso que recobre as raízes dentárias;

Região de pré-maxila – área paremedial do palato limitada lateralmente pelos incisivos e caninos e medialmente pelo forame incisivo;

Região paramediana – região paralela e próxima à sutura palatina mediana;

Tuberosidade da maxila – protuberância anatômica na região posterior da maxila, após o arco dentário;

Vestíbulo - região entre os dentes e a bochecha.

SUMÁRIO

1.	INT	RODUÇÃO1
2.	PRO	OPOSIÇAO4
3.	HIP	OTESES
4.	RE	VISÃO DE LITERATURA7
2	4.1.	Osso palatino7
4	4.2.	Sutura Palatina Mediana12
4	4.3.	Implantes de Ancoragem (Mini-implantes)16
2	1.4.	Expansão Rápida da Maxila com Disjuntor Osseossuportado
2	4.5.	Remodelação Óssea
5.	ME	TODOLOGIA
4	5.1.	Levantamento descritivo da espessura óssea da região paramediana do palato 37
4	5.2. param	Levantamento descritivo da espessura óssea e de tecido mole da região ediana do palato
4	5.3.	Análise computacional pelo método de elementos finitos sobre influência do
(liâme	tro e comprimento do mini-implante quando submetidos a cargas de expansão 41
4	5.4.	Análise computacional dos ossos da face durante expansão rápida da maxila
C	com d	isjuntor osseossuportado 49
6.	RES	SULTADOS
(5.1.	Espessura óssea da região paramediana do palato59
(5.2.	Espessura óssea e de tecido mole na região paramediana do palato 64
6	5.3.	Análise da influência do diâmetro e comprimento do mini-implante quando
8	subme	etidos a cargas de expansão70
7.	DIS	CUSSÃO94
8.	REI	FERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS 106

1. INTRODUÇÃO

A técnica ortodôntica/ortopédica da Expansão Rápida da Maxila (ERM) consiste no uso do aparelho disjuntor palatino, com a finalidade de promover a abertura da sutura palatina mediana (SPM). Tal sutura é formada pelos processos palatinos da maxila e se estende, no sentido antero-posterior, ao longo do palato duro (SOBOTTA, 2000).

A ERM é comumente adotada na clínica e os aparelhos disjuntores convencionalmente utilizados são fixados aos dentes posteriores com ou sem apoio relativo em mucosa (Fig. 1). O parafuso expansor, elemento ativo e que conecta as duas metades do aparelho, localiza-se no centro da parte metálica, exatamente sobre a rafe palatina (linha saliente na mucosa na região da sutura palatina mediana). O protocolo de ativação do parafuso expansor tem início logo após a cimentação do aparelho, com ativação de uma volta completa do parafuso, com intervalo de 5 minutos para cada ¹/₄ de volta, o que equivale no total a 1 mm de expansão. Para os dias subsequentes, o aparelho deve ser ativado ¹/₄ de volta (0,25 mm) a cada 12 horas (HAAS, 1961).

Como as forças de expansão são aplicadas diretamente nos dentes de suporte, estes aparelhos disjuntores convencionais apresentam alguns efeitos adversos, como: flexão dos processos alveolares (LIONE *et al.*,2013), inclinação dentária da região posterior no sentido vestibular (HAAS, 1970; CIAMBOTTI *et al.*, 2001; SUN *et al.*, 2011; LIONE *et al.*, 2013), redução da placa óssea alveolar (GARIB *et al.*, 2006), é passível de gerar reabsorção radicular (ERVERDI *et al.*, 1994) e é inviável o uso em paciente edêntulos.



Figura 1 - Foto oclusal da arcada superior com disjuntor suportador por dentes e mucosa (tipo Haas), à esquerda, e disjuntor suportando por dentes (tipo Hyrax), à direita.

Com o objetivo de reduzir os efeitos colaterais transmitidos aos dentes de suporte, alguns estudos têm mostrado alternativas para expansão ortopédica da maxila com aparelhos suportados por implantes e/ou mini-implantes (MIs) (GARIB *et al.*, 2007;. TAUSCHE *et al.*, 2007; LAGRAVERE *et al.*, 2010; LEE *et al.*, 2010; HELMKAMP, 2012; BORYOR *et al.*, 2013; LEE *et al.*, 2014(a)). No entanto, existe uma grande variabilidade no modelo do aparelho e ainda não há consenso sobre seu protocolo de ativação.

O modelo do disjuntor osseossuportado apresenta variações principalmente quanto ao tipo e localização dos dispositivos de ancoragem utilizados. Quando são fixos no osso alveolar (Fig. 2), ou o aparelho apresenta fios estendidos para a face lingual dos dentes (HELMKAMP, 2012), ainda é observada a inclinação para vestibular dos processos alveolares (9,9° a 13,3°), bem como dos molares (2,5° a 3,5°) e pré-molares (3,0° a 3,9°) (TAUSCHE *et al.*, 2007). Por esta razão, verificou-se que estes tipos de expansores osseossuportados apresentam resultados semelhantes ao dentossuportado (LAGRAVERE *et al.*, 2010; HELMKAMP, 2012), apesar de reduzir os danos a raiz do dente e as fenestrações alveolares (HARZER *et al.*, 2004; TAUSCHE *et al.*, 2007). Vantagens desse tipo de disjuntor são a possibilidade de realização de movimentos dentários concomitantemente à expansão (HARZER *et al.*, 2004) e aplicação em pacientes desdentados (TAUSCHE *et al.*, 2007).

A região paramediana do palato duro também tem se mostrado uma região adequada para a instalação de dispositivos de ancoragem (BERNHART *et al.*, 2000; COSTA, PASTA E

BERGAMASCHI, 2005) com baixo índice de falha e com risco reduzido de dano radicular durante a instalação dos MIs (ARCURI *et al.*, 2007). Por tal razão, alguns estudos (HELMKAMP, 2012; BORYOR *et al.*, 2013) propuseram a ancoragem dos disjuntores palatinos em região paramediana (Fig. 2) abrindo uma série de questionamentos quanto a viabilidade, indicação e resultados esperados desse tipo de fixação.



Figura 2 - Aparelhos disjuntores palatinos – À esquerda, disjuntor osseossuportado com fixação em rebordo alveolar (LAGRAVÈRE *et al.*, 2010) e, à direita, com fixação em palato duro (HELMKAMP, 2012).

Este trabalho visa dar continuidade ao estudo realizado sobre o comportamento biomecânico do osso maxilar durante a ERM que avaliou os efeitos ortodônticos e ortopédicos gerados pelo uso de disjuntores palatinos com apoio dentário e esquelético (SERPE, 2014; TROJAN *et al.*, 2014). Com modelo desenvolvido usando o Método Elementos Finitos, foram realizadas simulações com dois tipos de disjuntores palatinos apoiados em dentes, e outro, apoiado em 4 mini-implantes instalados no palato duro. Os resultados computacionais obtidos mostraram que o aparelho osseossuportado promove (i) um aumento da magnitude de tensões na região anterior da face, (ii) maior abertura da SPM após ERM, para o mesmo número de ativações do parafuso disjuntor, e (iii) evita sobrecarga nas estruturas alveolares de suporte, quando comparado com o aparelho com apoio dentário. Além disso, (iv) promove tensões elevadas tanto no osso do palato, quanto no mini-implante (SERPE, 2014).

O objetivo do presente trabalho é avaliar, detalhadamente, cada aspecto importante para o uso de disjuntores osseossuportados.

2. PROPOSIÇAO

Estudar a viabilidade do aparelho disjuntor palatino suportado por mini-implantes instalados na região paramediana do palato. Para realizar tal propósito, o projeto foi dividido em 4 etapas, cada qual com seus objetivos específicos: (i) levantamento descritivo da espessura óssea na região paramediana do palato em ampla faixa etária; (ii) avaliação da espessura total (óssea e de tecido mole) na região paramediana do palato; (iii) análise computacional pelo método de elementos finitos sobre influência do diâmetro e comprimento do mini-implante utilizado para a ancoragem esquelética do aparelho disjuntor palatino; (iv) análise computacional dos ossos da face durante expansão rápida da maxila com disjuntor osseossuportado.

2.1 Objetivos específicos

São eles:

 (i) avaliar a espessura do osso palatino por meio de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) de 300 pacientes entre 9 e 90 anos, para trazer mais segurança ao clínico na instalação dos dispositivos de ancoragem esquelética em regiões paramedianas do palato para diversas mecânicas ortodônticas;

(ii) avaliar a espessura de tecido mole e total (osso palatino e tecido mole) por meio de TCFC de 70 pacientes entre 9 e 25 anos para estimar os comprimentos dos dispositivos de ancoragem esquelética mais utilizados na região paramediana do palato;

(iii) avaliar o comportamento biomecânico dos MIs e do osso circundante, durante a aplicação de uma ativação do disjuntor palatino, com número reduzido de simplificações; além disso, comparar a influência do comprimento e diâmetro para cargas de expansão;

(iv) avaliar o padrão de deslocamento das estruturas ósseas relacionadas à ERM, quando aplicada ativação do aparelho disjuntor palatino suportado por 4 MIs instalados em diferentes locais do palato.

3. HIPÓTESES

- (i) Não há diferença na espessura óssea em relação à idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM e hemi-arcadas (direita e esquerda).
- (ii) Não há diferença na espessura de tecido mole em relação à idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM, hemi-arcadas (direita e esquerda) e espessura óssea.
- (iii) O diâmetro e o comprimento dos mini-implantes não influenciam na distribuição de tensões e deformações no osso circundade após ativação do aparelho disjuntor.
- (iv) A localização dos mini-implantes de suporte do aparelho disjuntor palatino não apresenta influência na abertura da SPM e/ou na inclinação dentária.

4. REVISÃO DE LITERATURA

4.1. Osso palatino

Bernhart et al. (2000) avaliaram, por meio de TC, o volume ósseo na região anterior do palato para a instalação de implantes. Foram incluídos nesse estudo 22 pacientes (4 homens e 18 mulheres) entre 13 e 48 anos. As medições foram realizadas em pontos distantes a 3, 6 e 9 mm do plano sagital mediano, e em 3 diferentes planos anteroposteriores distantes a 3, 6, 9 e 12 mm da margem distal do forame incisivo. O maior valor médio na região paramediana (7,88 mm) foi encontrado a 3 mm para posterior do forame incisivo e a 3 mm lateralmente a linha média. O menor valor médio (3,15 mm) foi encontrado a 12 mm do forame incisivo e 6 mm distante da linha média. O risco relativo, determinado pela presença de uma raíz dentária que limita o volume ósseo vertical disponível, diminui nos planos posteriores. O maior risco de danificar uma raiz durante a instalação do implante foi determinado em locais distantes 9 mm da linha média e a 3 mm do forame incisivo. Os resultados deste estudo demonstram que, em relação ao volume ósseo disponível, a colocação de implantes na região paramediana é possível em locais distantes de 6 mm a 9 mm do forame incisivo e a uma distância de 3 a 6 mm da linha média. Por não existir uma associação entre a idade e o volume ósseo e, também, devido à ampla variação de quantidade de osso na região, uma avaliação pré-operatória por meio de TC é recomendada para cada paciente.

A quantidade de osso na região anterior do palato duro, próximo a linha média, foi avaliada em 25 crânios por Henriksen *et al.* (2003) por meio de cefalometrias. O objetivo foi determinar a espessura de osso posterior/inferior ao canal incisivo, disponível para um

implante, bem como determinar a largura do canal incisivo. Os resultados apontaram que a espessura vertical média do palato duro no plano sagital mediano (região de primeiro prémolar) foi de $8,6 \pm 1,3$ mm. A espessura vertical média de osso inferior ao canal incisivo foi de $4,3 \pm 1,6$ mm, aproximadamente 50% da espessura total. A largura horizontal do canal incisivo foi de $2,5 \pm 0,6$ mm.

Costa, Pasta e Bergamaschi (2005) avaliaram a espessura óssea e de tecido mole da cavidade oral com o objetivo de determinar locais ideais para a instalação de dispositivos de ancoragem temporários. Dez regiões extra-alveolares de interesse foram avaliadas, clinicamente e por meio de TC, em 20 pacientes (homens), entre 20 e 40 anos de idade. Os resultados indicaram que a espessura óssea que permite a instalação de MIs de 10 mm de comprimento seria, somente, em região de sínfise, retromolar e pré-maxila (Fig. 3). Na fossa incisiva, fossa canina superior e inferior, MIs de 6 a 8 mm de comprimento podem ser instalados. Estes dispositivos podem ser ancorados de forma bicortical, porém MIs de comprimentos inferiores (4-5 mm) ancoram somente em uma cortical. Na pré-maxila, a espessura média de mucosa foi de 3,38 mm (2,8 – 4,2 mm) e de tecido ósseo, 10,57 mm (7,1 – 13,1 mm). Para a região palatina mediana, o valor médio de espessura de tecido mole foi de 3,06 mm (2,3 – 3,8 mm) e 5,81 mm (4,2 – 7,3 mm) de espessura óssea. Os resultados demonstraram que várias regiões são passíveis de receber MIs de comprimentos entre 4 e 12 mm, porém a variação de espessura inter indivíduos faz necessária a avaliação da espessura óssea em todos os pacientes.



Figura 3 – Em A, vista lateral da mandíbula (em região tracejada em vermelho, sínfise; e em azul, região retromolar). Em B, vista oclusal do osso maxilar (em região tracejada em vermelho, pré-maxila) (SOBOTTA, 2000).

Em 2007, Kang et al. também avaliaram a espessura do palato em 18 pacientes (9 homens e 9 mulheres) com idades entre 18 e 35 anos (26 anos de média). Para tal, foram definidos 80 pontos, em imagens de TC, entre os cruzamentos de linhas que partiam do forame incisivo para posterior (a cada 3 mm) e da sutura palatina mediana para distal (a cada 2 mm). Segundo os autores, não foram encontradas diferenças significativas entre o lado direito e esquerdo. Em relação ao gênero, houve diferença significativa entre homens e mulheres, sendo que os homens apresentaram valores máximos, mínimos e médios maiores. Porém, na região posterior próximo a SPM, onde a maioria dos mini-implantes é colocada, as espessuras ficaram bastante próximas (médias de 4,1 a 6,5 mm). A área com maior espessura do palato foi encontrada próxima da SPM (1 mm), média de 6,5 mm. Se houver a necessidade de colocar o mini-implante fora desta posição, foi recomendado que não seja fixado para posterior e que seja utilizado um mini-implante de menor comprimento. É importante ressaltar que caso o crescimento não tenha cessado, deve-se evitar a instalação na SPM, ou próxima a ela. A espessura do palato tende a decrescer para lateral e para posterior (menor média no extremo póstero-lateral, 2,1 mm). Este decréscimo passa a não ser significativo, clinicamente, após 5 mm para lateral e 15 mm para posterior (média entre 2 - 3 mm).

Stockmann *et al.* (2009) avaliaram as condições anatômicas ao longo das estruturas palatinas medianas por meio de análises histológicas e histomorfométricas em 10 maxilas de cadáveres, 5 masculinos e 5 femininos, com idade entre 15 e 20 anos. O palato foi dividido em 4 regiões de interesse, de 4 x 5 mm, localizadas entre caninos, primeiros pré-molares, segundos pré-molares e primeiros molares e com a SPM como eixo bissetor. Como resultado, uma densidade óssea (volume ósseo/volume de tecido) variando entre 40 e 60% foi encontrada em todas as áreas mensuradas. A maior densidade encontrada foi na região de primeiros pré-molares e a menor na linha interconectora de caninos, sem diferença significativa entre os sexos. A altura de osso, quando distante 2 mm da sutura, reduziu de 4,3 \pm 0,9 mm na região de caninos, para 2,5 \pm 0,8 mm na região dos primeiros molares. Com base nos resultados encontrados foi recomendado que a melhor localização para instalação de mini-implantes é a região de primeiros pré-molares.

Ryu *et al.* (2012) avaliaram a quantidade óssea palatina de 118 pacientes com dentição mista precoce (n = 38, 13 mulheres e 25 homens com idade média de 8 anos), dentição mista tardia (n = 40 pacientes, 21 mulheres e 19 homens, com idade média de 11 anos) e dentição permanente (n = 40, 20 mulheres e 20 homens com média de idade de 21 anos) por meio de

imagens de TC. Como resultado significativo, foi encontrado que a dentição mista precoce possui espessura óssea menor que os demais grupos (P < 0,001), os quais não apresentaram diferença entre si, assim como o dimorfismo sexual. A média da espessura foi maior nas regiões mais anteriores (~ 8 mm) e menor nas posteriores (~ 2,5 a 4 mm), exceto na área da linha média (~ 4,6 mm na região anterior e ~ 6 mm na posterior). No sentido mesio-distal, a área lateral apresentou espessura óssea (~ 2,5 a 3,5 mm) significativamente menores que as regiões médias (~ 4 mm) e na linha média (~ 6 mm). Exceto para região anterior, onde ocorre um aumento da espessura óssea a medida que se afasta da linha média (~ 4,5 mm na linha média, para ~ 8,5 mm na região lateral).

A espessura óssea em regiões mediana e paramediana do palato duro, foram comparadas por De Rezende Barbosa *et al.* (2014). Imagens de TCFC de 110 indivíduos foram selecionadas e a espessura do osso palatino foi mensurada no plano coronal, em região sagital média e em paramedianas, na região dos primeiros pré-molares superiores. A concordância intra e interobservador foi avaliada por meio do coeficiente de correlação intra-classe. Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre os locais avaliados (P> 0,05). Nos pontos paramedianos (3 mm e 6 mm bilateralmente), a sutura palatina mostrou altura semelhante à região central. As médias de espessuras foram de 6,7 mm (região central), 6,8 mm (3 mm para lateral) e 7,3 mm (6 mm para lateral). Este resultado pode ser útil para aumentar a escolha de locais eleitos para a instalação de implantes palatinos. A instalação alternativa de implantes nas regiões paramedianas não é indicada para pacientes com altura óssea insuficiente, mas representa uma alternativa viável para a inserção do mini-implante em pacientes nos quais a região média deve ser evitada.

As variações de espessura do palato duro também foram avaliadas entre sexos e em 4 diferentes etnias (asiáticos, afro-americanos, caucasianos ou hispânicos). Nishii *et al.* (2014) selecionaram 160 exames de TCCB de pacientes em tratamento ortodôntico, entre 16 e 45 anos de idade e com igual distribuição entre os sexos em cada grupo (n=40). Os dados revelaram que a espessura óssea foi maior para a região paramediana anterior (até 5 mm distante do canal incisivo) e mediana posterior. Na região anterior paramediana, a espessura reduziu de anterior para posterior. Para locais distantes 5 mm do canal incisivo, a média de espessura óssea foi de 5,6 a 8,3 mm. Para a região posterior (entre 5 e 10 mm distantes do canal incisivo) observou-se uma redução notável da região mediana para a paramediana. Uma diferença significativa na espessura palatina foi confirmada entre os sexos, homens

apresentaram um acréscimo na espessura de 0,5 e 1 mm na região mediana e paramediana, respectivamente. Não foi observada diferença significativa entre os lados direito e esquerdo. Entre os grupos étnicos, observaram uma tendência decrescente da espessura (caucasianos>hispânicos>afro-americanos>asiáticos). Em todos os grupos, as regiões paramediana anterior e mediana posterior apresentaram-se adequadas para a instalação de dispositivos de ancoragem temporária.

Poon et al. (2015) avaliaram a espessura do osso palatino obtidos por TCFC em 30 homens e 28 mulheres, entre 23,9 a 30,3 anos de idade, em 20 pontos unilaterais à sutura palatina mediana e posterior ao forame incisivo. Os pontos medidos foram formados pela intersecção de planos laterais a SPM (0, 2, 4 e 6 mm) e distantes em 6, 10, 14, 18 e 22 mm do forame incisivo. Foi avaliada a associação de fatores como: posição da língua, presença de mordida cruzada posterior, morfologia palatal e ângulo do plano mandibular. Telerradiografias de perfil foram adquiridas a partir imagens de TCCB e utilizadas para calcular o ângulo entre o plano mandibular e de Frankfurt (FMA). A espessura do osso foi maior em homens que em mulheres em quase todos os pontos, mas a diferença foi estatisticamente significativa em apenas sete pontos (localizados em locais distantes 6 e 10 mm do forame incisivo, medianos ou paramedianos). Ao longo da SPM as médias de espessura óssea foram adequadas para instalação de MIs em homens (7,07 mm a 9,04 mm) e mulheres (6,28 mm a 9,03 mm). Em regiões paramedianas (2, 4 e 6 mm), a espessura óssea reduziu de anterior para posterior (homens, 8,91 - 2,88 mm; mulheres, 7,16 - 2,47 mm). A menor espessura média foi na região mais lateral e posterior avaliada (homens, 2,88 mm; mulheres, 2,47 mm). Nenhum dos fatores avaliados apresentou associação com a espessura óssea, exceto o ângulo FMA que obteve correlação significativa com a espessura em 12 pontos para o sexo feminino. Em tais pacientes hiperdivergentes (FMA aumentado), o osso disponível pode ser menor nas zonas média e palatina posterior.

Sumer *et al.* (2016) utilizaram a TCFC para avaliar a espessura do osso em torno da sutura intermaxilar. Foram avaliadas imagens de 144 pacientes (72 homens e 72 mulheres) com idades entre 35 e 86 anos. A altura óssea vertical da sutura intermaxilar foi medida utilizando imagens coronal e sagital 5, 10, 15, 20 e 25 mm posterior ao forame incisivo. As espessuras ósseas médias da região anterior à posterior foram de 5,59, 4,38, 3,9, 3,95 e 3,94 mm, respectivamente. A espessura óssea foi significativamente diferente entre as cinco áreas ântero-posteriores da sutura, porém não houve diferenças significativas entre homens e

mulheres (homens: $4,53 \pm 0,17$ mm e mulheres: $4,20 \pm 0,14$ mm), ou entre os grupos etários (35-44 anos: $3,97 \pm 0,21$ mm, 45-54 anos: $4,75 \pm 0,24$ mm, 55-64 anos: $4,17 \pm 0,24$ mm, 65 anos: $4,57 \pm 0,17$ mm). Também não foi observada diferença significativa por condição dentária (dentado: $4,15 \pm 0,33$ mm, parcialmente desdentado: $4,47 \pm 0,10$ mm, edêntulo: $4,34 \pm 0,20$ mm) (P> 0,05). No entanto, houve um efeito de interação significativo entre gênero e localização da medida. A parte com maior espessura da sutura intermaxilar estava na região anterior. Os autores recomedam a TCFC para identificar com precisão a espessura do osso do palato para a instalação do implante.

4.2. Sutura Palatina Mediana

Em estudo histológico (CLEALL *et al.*, 1965) comprovou-se a ruptura da SPM durante experimento de disjunção intermaxilar e mostrou-se a neoformação óssea progressiva subsequente em macacos. No momento da ruptura, observou-se a área do defeito ósseo preenchida com tecido conjuntivo fibroso desorganizado, bem vascularizado, sugestivo de resposta inflamatória crônica suave. Depois de três meses, a sutura apresentou um aspecto histológico similar aos macacos do grupo controle, mas o osso adjacente era irregular e muito celularizado, não obedecendo ao padrão lamelar usual do osso mais distante da área sutural, indicando haver uma formação óssea rápida. O aspecto histológico sugeria remodelação da sutura recém-reparada. Somente no animal sacrificado com 9 meses a região sutural mostrou-se com grau de mineralização semelhante aos animais do grupo controle.

Segundo Melsen (1975), ao avaliar exames histológicos e radiomicrográficos de 60 amostras de palato humano em indivíduos entre 0 e 18 anos de idade, foi observado que o crescimento do palato duro até 13-15 anos de idade foi devido ao crescimento da sutura transversa e à aposição na margem posterior do palato. Após esta idade, o crescimento sutural foi dado como terminado, porém a aposição pareceu continuar por alguns anos. À medida que o crescimento diminui, estas superfícies se tornaram interdigitadas e serrilhadas, aumentando a resistência da articulação à disjunção.

Para Ten Cate *et al.* (1977) sutura é "um complexo de tecidos celulares e fibrosos localizados entre e ao redor das margens ósseas". Durante o período de crescimento, os ossos são separados por uma membrana com atividade osteogênica, ocorrendo aposição óssea nesse período. A morte celular ocorre especialmente nas áreas centrais relativamente avasculares,

geralmente associadas a discretos pontos de ossificação, sendo esta uma característica importante no desenvolvimento da sutura.

Wehrbein e Yildzhan (2001) avaliaram histologicamente a morfologia da SPM em 30 regiões radiográficas de interesse de 10 amostras de blocos ósseos de indivíduos entre 18 e 38 anos de idade. As amostras foram divididas, primeiramente, em SPM radiograficamente aberta (grupo 1) ou fechada (grupo 2). A largura média da sutura foi de 231 µm no grupo 1 e 201 µm no grupo 2. O grau de obliteração em relação ao comprimento total da sutura oronasal foi de 0,45% no grupo 1 e 1,20% no grupo 2. Não houve diferença significativa entre os grupos para esses padrões avaliados. Em 55% das regiões em que a sutura não estava visível na radiografia não foi observada obliteração por análise morfométrica. De acordo com os dados observados, pode-se concluir que uma SPM radiograficamente visível corresponde a uma sutura oronasal retilínea, histologicamente com pequenas áreas de interdigitação e baixo percentual de obliteração. A sutura radiograficamente invisível corresponde histologicamente a uma área relativamente longa de interdigitação, porém com percentual de obliteração esperado também baixo, logo o termo sutura obliterada ou fusionada deve ser evitado.



Figura 4 – Imagem radiográfica da SPM, na região anterior pode-se observar que as duas extremidades ósseas que compõe a sutura estão afastadas. Na região posterior não é possível observar esse afastamento (WEHRBEIN E YILDZHAN, 2001).

Ennes (2002) analisou de forma macroscópica, estereomicroscópica, radiográfica e microscópica a SPM em ratos, coelhos, macacos e homens em diferentes fases do desenvolvimento cronológico. As pontes de ossificação foram identificadas em amostras de adultos jovens, adultos e idosos, e com maior frequência no terço posterior da sutura. Foram observadas semelhanças entre a ossificação na SPM em macaco e no homem. A mesma ocorre no sentido póstero-anterior, especialmente na fase adulta e são propiciadas pelas áreas hialinas do tecido conjuntivo de preenchimento da SPM. Em ratos, não foi observada ossificação nas diferentes fases do desenvolvimento cronológico e apresentou cartilagem como um dos seus componentes. De acordo com os resultados obtidos, concluiu-se que a SPM no macaco é o que mais se assemelha ao homem quanto à sua composição, presença e sentido de ossificação, sendo então o modelo mais adequado para extrapolar resultados experimentais. Além disso, pode-se afirmar que quanto maior a idade do indivíduo, maior a probabilidade da SPM apresentar maior número de pontes de ossificação (pontes ósseas entre as extremidades ou "paredes" da sutura). Mas devido à delicadeza das pontes de ossificação no seu início, provavelmente não é possível responsabilizá-las pelo insucesso em algumas disjunções intermaxilares. Sugere-se que essa impossibilidade possa estar relacionada ao fato de que outras suturas com ossos adjacentes à maxila estejam mais ossificadas.

Por meio de análise histológica e histomorfométrica, Knaup *et al.* (2004) analisaram 22 amostras de palato humano de indivíduos de diferentes idades (18-63 anos) em relação à largura média sutural e ao grau de obliteração. Os resultados mostraram diferenças estatisticamente significantes em relação à largura média sutural, 211,20 µm no grupo mais jovem (≤ 25 anos) e 161,16 µm no grupo mais velho (≥ 26 anos). E, também, em relação ao valor médio de ossificação, 0% no grupo mais jovem e 3,11% no outro grupo. No entanto, a proporção de tecido ossificado em toda a sutura (obliteração) foi baixa em todas as amostras, com obliteração máxima encontrada de 13,10%, em um homem de 44 anos de idade. O indivíduo mais velho ainda sem ossificação correspondeu a um homem de 54 anos de idade. Com estes resultados confirma-se que a ossificação da SPM não é uma razão válida para o aumento da resistência ransversal encontrada durante a expansão rápida palatina em indivíduos jovens (≤ 25 anos), bem como em muitas pessoas com idade mais avançada.

Consolaro e Consolaro (2007) descreveram o processo biológico da abertura da sutura palatina e sua regeneração. De acordo com os autores, quando ocorre o afastamento das superfícies ósseas da SPM, as fibras colágenas que fazem parte da matriz extracelular se

rompem e algumas fibras de Sharpey, ao se desprenderem das superfícies ósseas, podem levar alguns pequenos fragmentos de osso fasciculado. Há, também, um rompimento de vasos sanguíneos, especialmente os pequenos. Logo após a agressão representada pela abertura rápida da sutura, a fase aguda da inflamação regride e o reparo e reorganização devem se iniciar entre 24-48 horas. Nas superfícies ósseas, mediadores químicos induzem a reabsorção realizada pelos osteoclastos. Assim que os neutrófilos migram e os macrófagos limpam os detritos celulares e teciduais da região, o pH volta à normalidade e isto induz a justaposição das células osteoblásticas na superfície óssea e a síntese de novas camadas de matriz óssea.

Em outro estudo, realizado por meio da TC, Silva Filho *et al.* (2007) verificaram se o processo de ossificação da sutura também ocorre em toda sua extensão. A amostra utilizada constou de 17 crianças pertencentes à faixa etária de 5 anos e 2 meses a 10 anos e 5 meses. Quanto à avaliação quantitativa, observou-se um aumento no afastamento das extremidades em nível da espinha nasal anterior (ENA) de 0,15 mm para 2,26 mm (+ 0,05), e de 0,15 mm para 1,10 mm na espinha nasal posterior (ENP) no período pré e pós-expansão. No pós-contenção, a região da ENA apresentou uma pequena distância entre as margens suturais (0,28 mm). Entretanto, esta abertura não é estatisticamente significante quando comparada à distância apresentada nesta região na fase pré-expansão (0,15 mm). Com base nos exames realizados, concluiu-se que a sutura se mostrou inteiramente ossificada após o período aproximado de 8 a 9 meses de contenção em toda a sua extensão.

Angelieri *et al.* (2013) apresentaram um método de classificação para avaliação individual da morfologia da SPM. Imagens de TCCB de 140 pacientes, entre 5,6 e 58,4 anos de idade, foram examinadas e 5 estágios de maturação da SPM foram identificados: Estágio A, linha de sutura linear, com alta densidade e pouca ou nenhuma interdigitação; Estágio B, linha de sutura de aparência recortada e de alta densidade; Estágio C, duas linhas de alta densidade recortadas, paralelas, próximas uma da outro e separadas em algumas áreas por pequenos espaços de baixa densidade; Estágio D, completa fusão do osso palatino, sem nenhuma evidência de sutura; e estágio E, fusão na ragião anterior da maxila. Correlação intra-examinador e inter-examinadores foram avaliadas pelo teste Kappa ponderado. O estágio A foi observado em pacientes de 5 a 11 anos de idade, e em um paciente de 13 anos do sexo masculino. O estágio B foi observado, normalmente, até 13 anos de idade, e o estágio C foi observado em vários grupos etários, mas esteve presente, principalmente, entre 11 e 18 anos. A fusão da SPM, nas regiões do osso palatino (fase D) e da maxila (fase E), foi observada em

pacientes do sexo feminino somente após os 11 anos de idade e, do sexo masculino, somente após os 14 anos de idade. De 14 a 17 anos, 23% dos pacientes do sexo masculino apresentaram fusão apenas no osso palatino (fase D). Em adultos, foi observado um paciente no estágio B, 4 pacientes no C, 11 pacientes no D e 17 pacientes no estágio E. Este método de classificação por meio de TCFC, sem sobreposição de outras estruturas anatômicas, pode fornecer parâmetros confiáveis para a decisão clínica entre RME convencional e cirurgicamente assistida para pacientes adolescentes e adultos jovens.

4.3. Implantes de Ancoragem (Mini-implantes)

Estudos in vitro e in vivo

Motoyoshi *et al.* (2006) determinaram o torque de instalação adequado para obter o melhor índice de sucesso dos MI instalados, na região vestibular posterior de osso alveolar, para ancoragem em tratamentos ortodônticos. Foram avaliados 41 pacientes (124 MI's), com média de 24,9 anos de idade. O índice de sucesso foi de 85,5%, com torque de inserção médio entre 7,2 e 13,5 Ncm e sem diferença significativa entre maxila e mandíbula. Os MI instalados na mandíbula com valores elevados de torque de inserção foram observados em maior número no grupo de falha do que no grupo de sucesso. De acordo com os cálculos de risco de perda, os autores recomendam que MI de 1,6 mm de diâmetro sejam instalados com torque de 5 a 10 Ncm.

Arcuri *et al.* (2007) descreveram os procedimentos clínicos e os resultados estatísticos após analisar 5 anos de experiência clínica com mini-implantes palatinos com diâmetro de 3,3 mm e superfícies quimicamente tratadas (Straumann Orthosystem, Straumann, Basel, Suíça) para ancoragem ortodôntica. O planejamento do tratamento foi realizado em cefalometria lateral em 13 casos e, em um caso com canino superior incluso, uma TC foi solicitada. A amostra foi composta por 14 pacientes adultos (2 homens e 12 mulheres) que receberam um implante palatino como ancoragem absoluta durante o tratamento ortodôntico, totalizando 9 implantes de 6 mm e 7 implantes de 4 mm, usando 2,5 mm de transmucoso. Para este dispositivo, um período de cura de 13 semanas é necessário e, somente após verificação clínica e radiológica da completa osteointegração, a mecânica ortodôntica é aplicada. De acordo com a percepção dos autores, a porção anterior do palato foi a mais adequada para instalação de dispositivos de

ancoragem. E, a instalação deve ser feita perpendicular à superfície vestibular do cortical óssea do palato. Não foi constatada nenhuma perfuração da cavidade nasal ou qualquer outra complicação cirúrgica. Apenas um implante foi perdido por condições críticas de higiene. Uma mucosa fibrosa espessa e com dobras acentuadas pode representar uma contraindicação para o uso de implantes palatinos. Dois implantes tiveram que ser substituídos devido às forças da língua; este inconveniente foi posteriormente resolvido pelo uso de uma placa de resina. Os aparelhos fixados por implantes palatinos apresentaram-se, clinicamente, fáceis de usar e provaram ser eficientes, na ortodontia, quando ancoragem absoluta é necessária.

Okazaki *et al.* (2008) avaliaram a estabilidade primária de 72 MIs ortodônticos de titânio (6 mm de comprimento e 1,2 mm de diâmetro) instalados com perfurações prévias de 1,0 e 1,2 mm de diâmetro em fêmur de cães. A espessura média de cortical da região foi de 2 mm. Os torques de inserção para os grupos foram de $12,98 \pm 0,22$ Ncm e $1,64 \pm 0,32$ Ncm (n = 36), repectivamente. O torque de remoção foi mensuado imediatamente após e em 1, 3, 6, 9 e 12 semanas da inserção dos implantes. Para os MIs instalados com perfuração de 1 mm, os valores do torque de remoção diminuiram ao longo das primeiras 6 semanas (p <0,01), variando de 11 Ncm a 5 Ncm. Após esse período, os valores permaneceram estáveis. Porém, os mini-implantes com perfuração prévia de 1,2 mm apresentaram um aumento significativo do torque entre a 3^a (1,35 Ncm) e a 6^a semana (5,17 Ncm) pós-inserção (p <0,01). As medidas 6, 9 e 12 semanas pós-inserção foram semelhantes em ambos os grupos. A estabilidade inicial de mini-implantes de titânio é considerada necessária para uso imediato e precoce em ortodontia.

Lee et al. (2010a) investigaram as características de sobrevivência e os fatores de risco de MIs ortodônticos por meio de análise de sobrevivência. Neste estudo, foram incluídos 141 pacientes ortodônticos (entre 12 e 51 anos de idade), totalizando 260 MIs com jateamento e ataque ácido na parte do parafuso. Todos os MIs (1,8 mm x 8,5mm) foram instalados na face vestibular do rebordo alveolar, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar superior, em procedimento cirúrgico de duas fases e aguardado 4 semanas para aplicação da carga. Em todos os casos a carga aplicada foi de retração do segmento dentário anterior. O índice de sucesso foi de 91,53%. Um método de tabela de vida não paramétrico demonstrou, por meio da função de risco (Hazard), que a probabilidade de falha é mais elevada imediatamente após a instalação. O padrão decrescente da função de risco sugeriu osseointegração gradual dos mini-implantes ortodônticos. Curvas de sobrevida de Kaplan-Meier identificaram que o

tempo médio de sobrevivência dos mini-implantes ortodônticos é suficiente para tratamentos ortodônticos relativamente longos. Por meio do modelo de riscos proporcionais de Cox, foi identificado que dentre as variáveis associadas à falha (gênero, idade, local da instalação [direito/esquerdo], higiene e operador), o aumento da idade é um fator decisivo para a sobrevivência do implante. Outras variáveis não apresentaram significância estatística. Quando os MIs são instalados em paciente jovem, é necessário um cuidado especial para reduzir a probabilidade de falha, especialmente, imediatamente após a colocação.

Ure et al. (2011) quantificaram, por meio de análise de frequência de ressonância, as alterações in vivo da estabilidade de 22 MIs (1,6 mm x 9 mm) sem carga aplicada, durante 8 semanas. Os MIs foram instalados em dois cães adultos em diferentes regiões de mucosa e mensurados, semanalmente, o quociente de estabilidade do implante (ISQ). Foi avaliada, também, a influência na estabilidade das perfurações prévias de 1,1 mm de largura e 3 mm de profundidade. A instalação dos dispositivos em tecido não queratinizado apresentou reduções siginificativamente maiores na estabilidade durante as 3 primeiras semanas, quando comparado com os MI instalados em tecido queratinizado (região da gengiva com maior tônus de fibras). As alterações nos valores de ISQ nos MIs inseridos com e sem perfurações prévias foram semelhantes. Os autores concluíram que a estabilidade de MI sem aplicação de carga sofre alterações ao longo do tempo, diminuindo durante as primeiras 3 semanas após instalação e, aumentando, entre três e cinco semanas (Fig.5).



Figura 5. Imagem gráfica do tempo (semanas) versus quoeficiente de estabilidade do implante (ISQ), em mini-implantes sem aplicação de carga (Ure *et al.*, 2011).

Zhang et al. (2011) avaliaram o efeito de diferentes tempos de reparo ósseo sobre a estabilidade de 64 MIs de titânio inseridos bilateralmente, na maxila e mandíbula, de 8 cães (beagles). A amostra foi dividida aleatoriamente em 4 grupos de acordo com os diferentes tempos de reparo (1, 3, 5 e 7 semanas) e submetida a análises morfométricas, por meio de microtomografia computadorizada (µCT), e teste de arrancamento. Todos os parâmetros de μ CT e Fmax (força máxima de arrancamento) aumentaram com o prolongamento do tempo de reparo. Uma semana após a inserção, todas as 4 mesurações (osseointegração, densidade volumétrica do osso trabecular, superfície de interseção, e Fmáx) foram mais baixas no grupo da maxila do que no grupo de mandíbula (P<0,05). Entre o período de 1 a 3 semanas após a inserção, foi observada uma tendência crescente mais evidente na maxila do que na mandíbula, em todos os parâmetros. Cinco a 7 semanas após a inserção, o grupo com MI instalados na maxila expressou valores mais elevados (P< 0,05). Embora a instalação na mandíbula possa proporcionar maior estabilidade primária, os MIs instalados na maxila alcançaram osseointegração superior com o aumento do tempo de espera. Os resultados indicaram que a instalação na maxila tem um efeito mais positivo sobre a estabilidade dos MIs do que na mandíbula após 3 semanas. Estes dados sugerem que o carregamento imediato ou antecipado pode ter uma influência negativa maior na estabilidade de MIs instaldos na maxila do que na mandíbula.

Sebbar *et al.* (2012) investigaram as diferentes reações histológicas do tecido mole periimplantar de MIs utilizados para diversas finalidades ortodônticas, em pacientes durante o curso do tratamento. O estudo foi composto por análise de amostras de tecido mole retiradas após a remoção de 28 MIs, de um mesmo fabricante, porém de diâmetros e comprimentos diferentes. Todas as amostras exibiram sinais de inflamação. Todos os fragmentos de tecido apresentavam superfície epitelial inflamada e infiltrado no tecido conjuntivo em grau moderado ou severo. A presença de tecido inflamatório em todos os pacientes mostrou-se ser independente da presença ou ausência de histórico de doença periodontal, do tempo de uso dos MIs (4-28 meses) e do local de instalação (vestibular ou palatino). O presente estudo demonstrou que o uso de mini-implantes em casos apropriados, oferece uma técnica precisa e previsível para o tecido peri-implantar no homem.

Pithon, Figueiredo e Oliveira (2013) avaliaram, experimentalmente, a influência do comprimento nas propriedades mecânicas em 405 mini-implantes. Os resultados dos testes mecânicos apontaram um crescente torque de inserção com o aumento do comprimento do

parafuso (entre 6, 8 e 10 mm) e com o aumento a espessura do osso cortical (1 mm a 6 mm). A resistência à fratura durante a inserção não foi influenciada pelo comprimento do miniimplante. A resistência à flexão e à fratura durante a flexão não foram influenciadas pelo comprimento do mini-implante. O aumento do comprimento do parafuso não aumenta a resistência mecânica do implante, mas poderia reforçar a sua estabilidade inicial.

Carney et al. (2014) avaliaram longitudinalmente os efeitos das perfurações prévias sobre a estabilidade MIs e como os efeitos podem ser atribuídos à qualidade ou a quantidade de osso circundante. O estudofoi realizado em 6 cães adultos fêmeas, com 34 MIs de 1,6 mm de diâmetro instalados com e sem perfurações prévias (1,1 mm de diâmetro) seguindo o modelo randomizado de boca dividida (em que para cada animal foram instalados os MIs com perfuração prévia em um hemi-arco e sem no lado oposto). Medições de quociente de estabilidade do implante (ISQ) foram coletadas, semanalmente, durante 7 semanas. Por meio de imagens de µTC foram medidos o volume ósseo de 3 camadas de osso em torno do MI (6-24, 24-42, 42-60 µmm). No momento da instalação (estabilidade primária), os MIs com perfurações prévias mostraram valores de ISQ significativamente maiores que os instalados sem perfurações prévias (48,3 e 47,5, respectivamente). Porém, ao longo do tempo, os valores de ISQ obtiveram reduções significativamente maiores para o MIs com perfurações prévias. Após 7 semanas, o aspecto mais superior da camada de 6 a 24 µmm de osso cortical e os aspectos mais superiores de todas as 3 camadas de osso trabecular mostraram frações de volume ósseo significativamente maiores para o MIs instalados sem perfurações prévias. Os autores sugerem que a redução da estabilidade ao longo do tempo dos MIs instalados com perfurações prévias é devida, principalmente, a ter menos osso trabecular em torno deles.

Lai e Chen (2014) avaliaram os possíveis fatores que afetam o sucesso clínico dos MIs em uma amostra de 266 dipositivos, de três tipos diferentes, instalados em 129 pacientes consecutivos (54 homens e 75 mulheres, idade média de 20,2 anos de idade; 12 a 52 anos). As variáveis consideradas foram: comprimento e diâmetro (1.6x8mm, 1.6x10mm, 2x10mm), paciente (sexo, idade e tipo de má oclusão), localização (mandíbula, local, lado, qualidade óssea e tipo de tecido mole), ortodôntico (100-200 gf, aplicando a carga 2 ou 4 semanas após a instalação) e inflamação local (leve, moderada e grave). Todos os implantes foram carregados com mola fechada de NiTi para retração do segmento anterior. A taxa global de sucesso foi de 97%. As variáveis clínicas relacionadas ao MI, ao paciente (sexo, idade e tipo de má oclusão) e se instalados do lado direito e esquerdo não apresentaram diferença
estatisticamente significante nas taxas de sucesso. Os dispositivos com 2 mm diâmetro apresentam melhores resultados que os de 1,6 mm, porém sem diferença estatística. A taxa de sucesso na maxila foi superior à mandíbula. Osso de densidade média a alta apresentaram melhores índices que os de baixa densidade (tipo 4). MIs instalados em mucosa queratinizada também revelaram taxas de sucesso significativamente mais elevadas que os instalados em mucosa oral. Além disso, os implantes que recebam carga após 4 semanas da sua instalação obtiveram melhores resultados comparado aos que receberam carga após 2 semanas. Os pacientes, que apresentaram índices moderado-severo de inflamação ao redor do MI, apresentaram elevada taxa de insucesso.

A influência da perfuração prévia na estabilidade de também foi avaliada por Son et al. (2014) em 70 pacientes ortodônticos. A amostra foi dividida em 2 grupos que receberam, ao todo, 140 MIs (1,6 mm x 8 mm; ISA Biodent, Japan). As variáveis avaliadas foram taxas de sucesso, torque de instalação, valores de estabilidade (Periotest, Medizintechnik Gulden, Alemanha), taxa de contato com raiz dentária e a influência do contato com raiz sobre a mobilidade. Imagens de TCFC foram utilizadas para avaliar o contato de raiz. Os MI instalados com perfuração de 1 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento foram considerados grupo auto-rosqueante. MIs que suportaram força ortodôntica por 6 meses ou mais foram considerados bem-sucedidos (aprox. 96%, para ambos os grupos). Os torques de instalação foram de 7 e 7,5 Ncm, para o grupo auto-rosqueantes e auto-perfurantes, respectivamente (P>0,05). Os valores de estabilidade do grupo auto-perfurante foram significativamente maiores do que os do grupo de auto-rosqueantes. Ambas as técnicas apresentaram alta estabilidade no osso maxilar, embora o grupo auto-perfurantes com contato de raiz obtiveram uma maior mobilidade.

Análise Computacional ou in situ

As tensões do osso circundante ao implante e o deslizamento na interface osso-implante de modelos e tamanhos variados foram investigadas por Huang et al. (2008). Ao todo foram simulados 24 modelos de EF pelo método de análise não-linear. A interface osso-implante foi estudada considerando 4 modelos de contato diferentes (colado e com coeficiente de atrito igual a 0,3; 0,45 e 1). Todos os materiais foram considerados isotrópicos e linearmente elásticos. Como resultados, os autores concluíram que os implantes com rosca reduziram a

tensão óssea e a distância de deslizamento na interface em cerca de 30%, em comparação com os modelos sem rosca (cilíndrico ou com degraus). Com o aumento do comprimento do implante de 11,5 mm para 13,5 mm, não houve redução da tensão óssea para os modelos de implantes osseointegrados (interface colada). No entanto, esse aumento de comprimento fez reduzir a tensão óssea no modelo de implante simulando a carga imediata (interface com atrito) entre 13-26%. Ampliando o diâmetro do implante de 4 mm para 5 mm, ocorreu a redução da tensão no osso para todos os tipos de interfaces consideradas. Observou-se, também, um aumento da tensão no osso de 28% a 63% quando realizada a análise com coeficiente de atrito de 0,3, em comparação com a interface colada (implantes osseointegrados). Como conclusões, os autores verificaram que o pico de tensão no osso é maior nos modelos com carga imediata (interface com atrito) do que nos de implante osseointegrado (colada). O aumento do coeficiente de atrito (> 0,3) da interface implante-osso não reduz a tensão do osso significativamente, mas reduz a distância de deslizamento interfacial. Esses benefícios podem diminuir o risco de falha do implante.

Gracco et al. (2009), utilizando técnica fotoelástica e método de EF, analisaram a distribuição de tensões de von Mises desenvolvidas em torno de um MI ortodôntico inserido na maxila. Foram comparados os diferentes comprimentos de parafusos (7, 9, 11 e 14 mm; diâmetro 1,5 mm) e diferentes níveis de osseointegração na interface osso/parafuso (presente, parcial e ausente). A análise fotoelástica mostrou que a distribuição de tensões não alterou significativamente para cargas ortodônticas iniciais, inferiores a 0,5 N. Com as simulações computacionais bidimensionais, verificou-se que as condições críticas ocorrem com parafusos 14 mm de comprimento, com uma carga ortodôntica de 2 N, não osseointegrados. O modelo numérico previu valores decrescentes dos picos das tensões de von Mises, no osso cortical e esponjoso, ao aumentar os níveis de osseointegração. Quando considerado que o MI não estava osseointegrado (presença de atrito na interface osso-implante), o pico de tensão de von Mises foi de 48,4 MPa na região entre a cabeça e a rosca do MI, próxima a superfície óssea, para o MI com 11 mm de comprimento. Ainda para este mesmo modelo, o pico previsto no osso cortical atingiu 19,5 MPa na superfície óssea superior, próxima a rosca do MI. O osso trabecular apresentou pico de tensão de von Mises de 1,73 MPa, na região superior e extremo inferior próximas à rosca do MI. Tais tensões foram similares em todos os comprimentos de MI, mas com suaves alterações na distribuição. Segundo os autores, o comprimento ótimo do parafuso parece ser de 9 mm. Para tal dimensão, pequenos valores de tensão foram encontrados, significativamente menores do que o limite de elasticidade do tecido ósseo.

Lombardo *et al.* (2010) testaram a capacidade de MIs de titânio (2 mm x 11 mm) de suportar forças normalmente geradas durante o tratamento ortodôntico, 240 gf (2,35 N) e 480 gf (4,71 N) utilizando o MEF. Os testes foram realizados considerando tanto um estado de integração óssea total do conjunto implante-osso, quanto na ausência da mesma. Neste último caso, foi considerado o coeficiente de atrito de 0,2. Os resultados demonstraram que o MI inserido no palato pode ser ancorado ao osso e carregado dentro da faixa normal de força ortodôntica, sem exceder os níveis de tensão que levam a fratura óssea. O sistema osseointegrado foi caracterizado por um nível de tensão menor que o do não osseointegrado. Porém, quando o MI está ancorado em uma segunda camada de osso cortical, observou-se uma redução considerável da tensão sobre o osso trabecular, melhorando assim a estabilidade do implante, também na ausência de osseointegração.

O intervalo apropriado de espessura do osso cortical para apoiar um MI ortodôntico foi avaliado por Alrbata, Yu e Kyung (2014) por uma análise não linear de EF. Para tal, foram desenvolvidos 6 modelos com espessura do osso cortical variando entre 0,5 e 3,0 mm e foi aplicada uma força horizontal de 2 N na cabeça do mini-implante. Homogeneidade, isotropia e elasticidade linear foram assumidas para o MI e o osso. No entanto, para representar de modo mais realista a interface entre o MI não osseointegrado e osso, foram atribuídas condições de contato por atrito com características não lineares. A maior concentração de tensão radial ocorreu perto onde o MI pressiona a superfície do osso cortical, na direção da força. Em geral, o aumento na espessura do osso cortical resultou em redução do pico de tensão no osso cortical. Os picos de tensões radiais previstos para o osso cortical foram de 20 a 30 MPa. Comparando os resultados para as diferentes espessuras de cortical, sugeriram que toda a força ortodôntica é transmitida para o osso cortical quando o mesmo possui espessura igual ou maior a 2,0 mm. Do ponto de vista biomecânico, valores de espessura do osso cortical de 1,0 a 2,0 mm podem ser adequados para o tratamento ortodôntico com MIs.

Machado (2014) avaliou a distribuição de tensões na interface óssea de dispositivos de ancoragem ortodôntica (MIs) instalados angulados, em comprimentos e diâmetros variados. Para tal análise foram desenvolvidos 10 modelos de EF instalados com diferentes angulações (90°, 60°, 45°, 30°), variando o comprimento (6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm) e o diâmetro (1,2 mm; 1,3 mm; 1,4 mm; 1,5 mm). Foram aplicadas forças equivalentes as aplicadas para retração do segmento anterior (200 gf) e perpendiculares ao longo eixo dos MIs. Os materiais foram considerados com comportamento isotrópico, homogêneo e linear para análise de EF.

As condições de contorno foram aplicadas às superfícies ósseas laterais do modelo, impedindo rotação e translação em qualquer eixo. O MI foi considerado rigidamente ancorado ao osso (interface colada). Com o aumento da angulação (30° a 90°), o pico da tensão de von Mises reduziu no osso (20,41 a 9,13 MPa) e aumentou no MI (20,44 a 27,41 MPa), mantendo diâmetro e comprimento constante. A maior concentração de tensões foi observada no pescoço do MI, 2,75 mm distante do ponto de aplicação da força. O pico da tensão de von Mises reduziu em ambos os materiais quando aumentado o diâmetro (1,2 para 1,5 mm) e mantida as demais variáveis, de 20,32 a 10,75 MPa no osso e de 25,81 para 12,81 MPa no MI. Não houve alteração nos valores de tensão quando somente o comprimento do MI foi alterado, o valor constante de tensão de 20,41 MPa e 20,44 MPa foi observado no osso e no MI, respectivamente. A distribuição das tensões no osso foi limitada a uma região de 1,5 a 1,75 mm de espessura, a partir da superfície externa. O deslocamento máximo observado foi de 1,63 µm na cabeça do MI (1.3 mm x 8 mm, angulado 30°).

Liu *et al.* (2015) verificaram a eficácia e precisão da análise de EF para comparar o comportamento mecânico de diferentes modelos de MIs. Os dispositivos foram inseridos em bloco de osso artificial, com densidade homogênea, e foram realizados ensaios mecânicos de arranchamento e cisalhamento. Para comparação, os mesmos carregamentos foram impostos em análises de EF. A deformação prevista na superfície lateral do bloco, quando imposto carga lateral ao MI, foi validada por extensômetro fixado no modelo físico. A média dos valores medidos no ensaio mecânico foi de 145,20 μ E e o previsto pelo MEF foi de 157,10 μ E, erro de 7,57%. Com base nos resultados de EF, que apresentaran boa correspondência qualitativa e quantitativa, verificou-se também que a camada de osso cortical desempenha um papel importante na estabilidade dos mini-implantes. Os autores concluíram que o MEF ajuda a avaliar como a geometria dos MIs pode afetar seu desempenho clínico e pode ser útil na melhoria de futuros modelos.

4.4. Expansão Rápida da Maxila com Disjuntor Osseossuportado

Harzer *et al.* (2004) relataram casos de ERM com o aparelho disjuntor fixado diretamente no palato duro de dois pacientes do sexo feminino com 21 e 23 anos de idade. Ambas as pacientes foram submetidas à osteotomia bilateral e separação da SPM, previamente à instalação do aparelho disjuntor fixo em uma das extremidades por um implante (4,0 mm de

comprimento; 3,5 mm de diâmetro e 5,0 mm de diâmetro do pilar), e no outro lado com um MI entre as raízes do segundo pré-molar e do primeiro molar. A fixação óssea do parafuso de expansão permite que sejam realizados movimentos dentários concomitantemente à expansão. Além de se mostrar uma alternativa eficaz para os aparelhos dentossuportados, evitando a reabsorção radicular, aumento da mobilidade dentária e fenestração óssea alveolar.

Tausche et al. (2007) avaliaram alterações tridimensionais ocorridas nas estruturas dentais, alveolar e esquelética causadas por um dispositivo de expansão rápida da maxila implantossuportado (distrator Dresden). O disjuntor é fixado em osso alveolar palatino com um implante em um lado, e um parafuso ósseo de autoperfurante do outro. Foram realizadas TC de 10 pacientes (idade média de 25,3 anos) tratados com a distração Dresden. Exames foram realizados antes e 9 meses após a expansão. As medidas foram feitas de acordo com 38 marcos esqueléticos, alveolares e dentários com relação ao ponto de referência ELSA (ponto equidistante entre os dois forames espinhosos). A ativação do parafuso expansor foi realizada 4 vezes por dia (duas vezes durante o dia, duas vezes à noite) durante 8 dias (\pm 2), resultando em uma expansão média de 7,25 mm. Na dimensão transversal, uma abertura em forma de V da sutura foi observada, com expansão média de 3,91 mm (1,42 mm - 6,4 mm) na região da ENA, 54% da expansão do parafuso, e 1.42 mm (-0,61 mm - 3,45 mm) na ENP. Na visão frontal, a expansão causou uma abertura em forma de cunha com a sua base nos incisivos centrais e do centro de rotação estimado ao lado da sutura frontonasal. Os processos alveolares foram inclinados para vestibular (9,9° a 13,3°), assim como os molares (2,5° a 3,5°) e pré-molares (3,0° a 3,9°). O distrator de Dresden é um aparelho de expansão minimamente invasiva que protege os dentes, impedindo reabsorção radicular e deiscência óssea. É também adequado para pacientes com problemas periodontais, ausência de elementos dentários ou edêntulos. Após a remoção do aparelho, os implantes podem ser utilizados para prover ancoragem para suportar uma barra transpalatina.

Lagravère *et al.* (2010) avaliaram alterações transversais, verticais e anteroposteriores dentárias e esqueléticas – de sessenta e dois pacientes que necessitavam de expansão maxilar por meio de TCFC. As imagens foram tomadas imediatamente após a expansão, após a remoção do aparelho (6 meses) e imediatamente antes de colagem do aparelho fixo (12 meses). Os tipos de disjuntores utilizados foram: expansor tradicional (tipo Hyrax) dentossuportado, expansor osseossuportado (Fig. 2) e grupo controle. Imediatamente após a expansão, o grupo que fez uso do expansor dentossuportado teve expansão significativamente maior da coroa dos primeiros pré-molares superiores (P = 0,003). A expansão mensurada na coroa dentária foi maior que a do ápice radicular e esquelética, para ambos os aparelhos. A expansão dentossuportada resultou em expansão significativamente maior, em longo prazo, na coroa e raiz dos pré-molares superiores do que com expansores osseossuportados. Com base nesses resultados, pode-se concluir que os expansores mostraram resultados semelhantes, visto que a expansão dentária foi maior do que a expansão esquelética. Alterações em dimensões verticais e anteroposteriores foram insignificantes.

Lee et al. (2010b) utilizaram um aparelho disjuntor com apoio ósseo e dentário para correção de atresia maxilar em um paciente com 20 anos de idade, com a finalidade de maximizar o efeito esquelético e evitar a disjunção maxilar assistida cirurgicamente. O aparelho disjuntor foi fabricado com 4 conectores rígidos de fio de aço inoxidável e com ganchos helicoidais soldados na base do aparelho. Os dois ganchos anteriores foram posicionados na região de pregas palatinas, e os outros dois ganchos posteriores foram colocados na área parassagital, ambos ajustados para contato passivo com os tecidos subjacentes. O disjuntor foi então instalado e cimentado nos primeiros pré-molares e primeiros molares. Para a fixação óssea foram instalados MIs (1,8 mm e 7 mm de comprimento; Orlus, Ortholution, Seul, Coreia). A ativação do aparelho, realizada uma vez ao dia por 6 semanas, resultou em um aumento de 8,3 mm na largura intermolar. Após a expansão ativa, o aparelho foi mantido por 3 meses, para formação óssea na sutura palatina. A inclinação molar no sentido vestibulolingual não foi alterada após a expansão e alinhamento. Foi observada inflamação tecidual em torno dos MIs posteriores durante a expansão, mas regrediu após a remoção do aparelho. Os aumentos transversais foram de 2,4 mm de largura de osso maxilar basal e 2,5 mm de largura nasal, respectivamente. Este relato propõe a incorporação eficaz de MIs ortodônticos para correção transversal.

Helmkamp (2012) utilizou TCFC para avaliar e comparar as alterações esqueléticas e dentárias após a ERM entre diferentes aparelhos expansores. Ao todo, 11 pacientes (entre 13,2 e 34,8 anos de idade) foram tratados com diferentes expansores apoiados em implantes e 18 pacientes (entre 8,3 e 17,8 anos de idade) foram tratados com expansor dentossuportado (Hyrax). Exames tomográficos, realizados antes do tratamento (T1) e imediatamente após finalizado a ativação de expansão (T2), revelaram um aumento em todas as dimensões transversas do maxilar (esqueléticas, alveolares e dentárias) em ambos os grupos. O aparelho expansor ossessuportado teve como unidade de ancoragem de 2 a 4 MIs instalados no palato,

com ou sem extensões até a face lingual dos dentes posteriores. Dos 11 pacientes deste grupo, apenas um teve a ERM apoiada somente em implante, como mostra a Fig. 2. O protocolo de ativação seguido para este grupo foi de 1 a 2 ativações/dia até que a expansão adequada fosse obtida. Para o grupo com expansor Hyrax, as ativações ocorreram 2 vezes ao dia. A abertura sutural para o grupo osseossuportado foi, em média, de 2,30 mm no molar e 1,93 mm no prémolar, o que representou 66,09% (região de molar) e 48,49% (região dos pré-molares) da expansão total. Para o grupo que fez uso do Hyrax, a abertura sutural média foi de 2,07 mm no molar e 2,56 mm no pré-molar, representando 49,52% e 55,05% da expansão total. No entanto, para ambos os grupos de tratamento, a expansão esquelética foi menor que a observada no osso alveolar e nas coroas dentárias. Com base nos resultados, o autor concluiu que a ERM implantossuportada pode servir como uma alternativa não cirúrgica para a ERM convencional, quando a ancoragem dentária não é possível ou indesejável.

Kim e Helmkamp (2012) relataram 3 variações de disjuntores palatinos osseossuportados por MIs, sem necessidade de procedimentos cirúrgicos invasivos. No primeiro caso, em um paciente de 13 anos de idade, foi utilizado um expansor suportado por 4 MIs (1,6 mm de diâmetro; 10 e 8 mm de comprimento) ligado ao parafuso disjuntor por fios de aço inox, que também foram estendidos até a face lingual dos pré-molares e primeiros molares. Os autores apontam que a extensão do fio é importante para prevenir a inclinação lingual dos dentes posteriores. A ativação do aparelho foi realizada ¹/₄ de volta duas vezes por dia e após 3 semanas foi obtida expansão do parafuso de 10 mm, 7 mm de diastema anterior e 6 mm de expansão molar. No segundo caso, em um paciente de 16 anos de idade, foram instalados 4 MIs (1,6 mm x 6 mm). A arcada superior foi moldada para confecção do aparelho disjuntor com um placa acrílica que, posteriormente, foi fixada aos MIs por resina fotopolimerizável. Um segundo aparelho foi confeccionado após 7 mm de expansão. No total, em 33 dias, foram obtidos 16,5 mm de expansão do disjuntor. Em um terceiro caso, foi instalado um expansor suportado por dentes e apenas um MI (1.6mm x 10 mm) em paciente de 13 anos de idade. Essa modificação foi realizada pela ausência dos molares do lado direito. O mesmo padrão de ativação foi adotado e, após 6 semanas, foi observada expansão de 6 mm nos primeiros prémolares. Os autores sugerem que ERM osseossuportada é uma alternativa eficaz que pode prevenir efeitos adversos observado na expansão dentossuportada.

Boryor *et al.* (2013) descreveram um método modificado de ERM apoiado em MIs e avaliaram as forças de expansão e a distribuição de tensões durante a separação das suturas

intermaxilares ossificadas. Foram utilizados três cadáveres humanos, do sexo feminino, com idades de 69, 73 e 77 anos para a instalação de um disjuntor modificado apoiado em 4 MIs (1,7 mm de diâmetro e 8 mm de altura). Foi adicionado, também, um circuito medidor de tensão. A instalação do aparelho foi realizada na região entre primeiro pré-molar e primeiro molar, semelhante ao aparelho dentossuportado. As ativações foram de 1/4 de volta do parafuso expansor (0,2 mm) a cada 15-20 segundos até o limite do parafuso. As forças necessárias para a abertura da sutura intermaxilar aplicadas nos três cadáveres foram muito baixas, em apenas um dos experimentos foi possível mensurar essa força (aprox. 85 N). Em um dos casos, foi observada somente uma ruptura óssea indesejada relacionada a um miniimplante instalado em uma região muito fina do osso palatino. O modelo utilizado para a análise pelo MEF foi criado a partir de um crânio seco humano de um indivíduo de 20 anos de idade, no qual não foram incluídas as suturas por considerarem estas como fusionadas ou ossificadas. As simulações foram realizadas com aparelho expansor convencional e o modificado. A distribuição global de tensões no crânio durante uma aplicação de força transversal de 100 N foi significativamente mais baixa quando o expansor osseossuportado foi utilizado em comparação com o dispositivo dentossuportado. Os resultados mostraram uma alta concentração de tensões de tração sobre a sutura intermaxilar e na direção transversal entre os mini-implantes, causando a ruptura. O apoio ósseo, além de não afetar a posição dos dentes, apresenta efeitos insignificantes no processo alveolar. No entanto, a espessura óssea na região de instalação do mini-implante pode ser um fator limitante para a sua utilização. Este estudo sugeriu a possibilidade de abertura da sutura intermaxilar em adultos por meio de expansor suportado por mini-implantes.

Romanyk *et al.* (2013) em revisão de literatura, observaram como as propriedades mecânicas atribuídas a SPM não fusionada têm sido consideradas em análises de EF da expansão maxilar. As formas mais frequentes foram assumir a sutura como espaço vazio, como material com mesmas propriedades elásticas do osso (E = 13700 MPa) ou com propriedades elásticas semelhantes à de tecidos moles (E = 1 MPa). Através da realização de uma análise simplificada do complexo maxilar durante a expansão, é mostrado que o fio de sutura pode ter uma influência significativa sobre o resultado do tratamento. Como resultado, apesar das contribuições valiosas de estudos anteriores, seria ideal poder desenvolver um modelo mais representativo da SPM em simulações de EF. Optar por suprimir a sutura ou considerá-la fusionada é adequado somente quando a simulação diz respeito a casos em que a sutura foi removida cirurgicamente ou está completamente ossificada, respectivamente. Quando uma

dada força é aplicadaem um modelo que considera vazia a região da sutura palatina, os deslocamentos serão maiores do que quando esta está presente. Sua presença exerce influência sob as tensões e deformações determinadas na sutura e nas regiões próximas. Todos os estudos aceitos nesta revisão utilizaram propriedades elásticas lineares para a SPM. Porém, incorporando o comportamento viscoelástico da sutura seria possível obter um modelo mais robusto, com uma aplicabilidade e confiabilidade maior. E, se utilizado juntamente com a modelagem viscoelástica do osso, será possível também prever a falha de sutura. O complexo maxilar é um sistema amplo e a sua resposta dependerá de diversas variáveis. Se um "componente" do sistema é negligenciado ou descrito de forma imprecisa, pode ter um efeito relevante generalizado.

Lee *et al.* (2014a) analisaram a distribuição de tensões e deslocamento das estruturas craniofaciais resultantes da expansão rápida osseossuportada assistida, ou não, cirurgicamente. A análise não linear da tensão equivalente (*von Mises*) e do deslocamento foi aplicada em todos os modelos avaliados por meio do MEF. Os modelos com cirurgia prévia para separação da SPM, com ou sem osteotomias adicionais, não apresentaram diferença entres eles e demonstraram maior movimento transversal que os não-cirúrgicos (dentossuportado e osseossuportado). O modelo com disjuntor osseossuportado sem cirurgia apresentou as maiores tensões na margem infraorbital, anterior e espinhas nasais posteriores, tuberosidade da maxila, placa e hâmulo pterigoideo. Os autores concluíram que, quando se utiliza um expansor maxilar de ancoragem óssea em adultos, recomenda-se assisti-la com a separação da SPM.

Lee et al. (2014b) analisaram a distribuição de tensões e o deslocamento da maxila e dos dentes de acordo com diferentes tipos de disjuntores palatinos osseossuportados. Em um modelo tridimensional (3D) de EF composto de ossos do complexo craniofacial e dentes maxilares, foram adicionados 4 tipos de disjuntores: (1) com 4 MIs instalados à 3 mm da SPM de cada lado, conectados ao disjuntor por fio de aço de 0,9 mm; (2) 4 MIs instalados na região mais profunda do rebordo alveolar, à 8 mm crista alveolar, entre os caninos/prémolares e entre segundos pré-molares/primeiros molares, unidos ao disjuntor por uma placa de resina acrílica; (3) expansor dentossuportado tipo-Hyrax, associado a 4 MIs como no modelo 1; e, (4) expansor dentossuportado tipo-Hyrax assistido cirurgicamente por secção da SPM, da sutura pterigomaxilar e de linhas laterais desde a abertura piriforme à tuberosidade da maxila. Os mini-implantes utilizados foram de 1,8 mm de diâmetro e 8,5 mm de

comprimento (C-implant; C-implant co, Seoul, Korea). Os dentes, osso alveolar e ligamento periodontal foram considerados como material homogêneo e isotrópico. A espessura do ligamento periodontal e da SPM foi de 0,2 mm e 0,5 mm, respectivamente. Para todos os modelos, foi aplicado deslocamento transversal de 0,25 mm e nenhuma restrição de movimentos nos outros eixos, para evitar possíveis interferências na resultante do movimento. Todos os modelos apresentaram deslocamento para baixo e maior movimento horizontal na região posterior. O movimento de rotação da unidade dentoalveolar foi maior nos modeos 1 e 3 (0,91°), enquanto nos tipos 2 e 4 o movimento foi relativamente paralelo (0,68° and 0,15°, respectivamente). As tensões de von Mise se concentraram em torno MIs nos modelos 1 e 3, apenas. O modelo 1 apresentou picos de tensão de von Mises ao redor dos MIs e na SPM de 362 MPa. O modelo 2, teve baixas concentrações de tensões ao redor do MIs e mostraram expansão alveolar sem inclinação bucal. O pico de tensão na SPM, para o modelo 2, foi de 46 MPa. O modelo 3 obteve grandes concentrações de tensões na SPM e ao redor dos MIs e das raízes dos dentes de ancoragem, com o pico máximo ao redor da raiz do primeiro pré-molar (368 MPa). O modelo 4, mesmo com as osteotomias prévias, também apresentou concentrações de tensões de von Mises ao redor dos dentes de ancoragem (16 MPa). Os modelos 3 e 4 mostraram maiores deslocamentos do primeiro pré-molar. O deslocamento dentoalveolar total foi maior no modelo 3, seguido pelos modelos 1, 4 e 2. Considerando que o centro de rotação de todo o complexo craniofacial é na sutura frontomaxilar, a expansão da SPM foi maior na porção inferior no modelo 1. Uma expansão mais paralela foi observada no modelo 2. Esta instalação dos MIs, unidos ao disjuntor por uma placa de acrílico, apresentouse como o mais eficiente disjuntor palatino osseossuportado por alcançar uma distribuição ampla da tensão por todo o palato, reduzindo a tensão ao redor do Mis e resultando em expansão da SPM sem inclinação dentária.

Serpe (2014) analisou o comportamento mecânico do complexo maxilar, quando submetido ao tratamento com disjuntor palatino dentossuportado (Hyrax) e osseossuportado (4 MIs instalados em região paramediana), e a influência do comportamento da SPM na simulação da ERM pelo MEF. Para algumas simulações computacionais, a SPM foi considerada com diferentes módulos de elasticidade (1 MPa e 0,01 MPa), outros com comportamento bilinear ou ausente. Os resultados apontaram para um aumento significativo das tensões e deformações no osso maxilar quando utilizados aparelhos disjuntores osseossuportados, principalmente em regiões próximas aos MIs. No entanto, o efeito esquelético da ERM foi aproximadamente três vezes maior para este tipo de disjuntor. Com os resultados obtidos neste trabalho foi possível concluir que a presença e a rigidez da SPM influenciam no afastamento das extremidades ósseas, bem como nas tensões previstas computacionalmente. O aparelho osseossuportado apresentou uma melhor resposta esquelética na ERM, possibilitando um melhor resultado clínico, com um menor número de ativações. Porém, como a magnitude das tensões previstas foi consideravelmente maior, sugeriu-se um protocolo de ativação mais espaçado ou com ativação reduzida.

Lin et al. (2015) avaliaram os efeitos imediatos de ERM sobre as alterações transversais esqueléticas e dentoalveolares com expansores osseossuportados (C-expander) e dentossuportados (Hyrax) por meio de TCFC em adolescentes em fase final do crescimento (Fig. 6). A amostra de 28 pacientes do sexo feminino foi dividida em dois grupos: osseossuportados (n=15, idade = 18,1 + 4,4 anos) e dentossuportados (n = 13, idade = 17,4 + 1003,4 anos). O suporte ósseo foi dado por meio de 4 MIs de 1,8 mm de diâmetro e 8,5 mm de comprimento, instalados no rebordo alveolar a 8 mm da crista óssea e unidos por uma placa de resina acrílica. Exames de TC com voxel de 0,2 mm foram realizados antes do tratamento (T1) e 3 meses após a ERM (T2). O grupo com suporte ósseo produziu maior expansão esquelética, exceto na região do primeiro pré-molar que mostrou ligeira inclinação vestibular do osso alveolar. Os valores de expansão esquelética obtidos estão resumidos na Tabela 1. O grupo Hyrax apresentou maior inclinação vestibular do osso alveolar e do longo eixo dos dentes, exceto na região do segundo molar. A expansão dentária na região apical foi semelhante nos dentes fixos pelo aparelho (o primeiro pré-molar e o primeiro molar). Alterações na altura vertical foram evidentes no segundo pré-molar no grupo Hyrax (P<0,05 ou <0,01). Deiscência vestibular significativa ocorreu no primeiro pré-molar no grupo Hyrax (P<0,01 ou <0,001). Não houve diferenças significativas entre os tipos de dentes para quaisquer variáveis no grupo osseossuportado. Para os autores, os expansores com suporte ósseo produziram maiores efeitos ortopédicos e menores efeitos colaterais (inclinação alveolar e dentária) em comparação com os expansores tipo Hyrax. Apresentando-se como uma opção efetiva de tratamento para deficiência maxilar de pacientes em fase final da adolescência.



Figura 6- Expansores dentossuportados (Hyrax) e osseossuportados (C-expander) utilizados por Lin et al. (2015).

Nível mensurado a abertura da SPM	Tipo de suporte	1° Pré- molar	SD	2° Pré- molar	SD	1° molar	SD	2° molar	SD
Assoalho nasal	Ósseo	2,42	1,35	1,94	1,06	1,87	1,13	1,83	1,31
	Dentário	1,24	0,97	1,16	0,92	0,83	0,5	0,93	0,45
Palato Duro	Ósseo	3,08	1,63	2,44	1,19	1,99	1,18	1,78	1,28
	Dentário	1,71	0,92	1,25	0,9	1,14	0,47	0,9	0,44

Tabela 1 - Resumo dos resultados clínicos (mm) obtidos por Lin et al. (2015).

Toklu, Germec-Cakan e Tozlu (2015) avaliaram os efeitos periodontal, dentoalveolar e esqueléticos de disjuntores dento e osseo-dentossuportado usando TCFC em 25 pacientes alocados aleatoriamente nos dois grupos. O grupo que fez uso do aparelho tipo Hyrax (dentossuportado) foi constituído por 13 pacientes (com média de idade de 14,3 ± 2,3 anos), e um aparelho híbrido hyrax (osseo-dentossuportado, Fig. 7) foi composto por 12 pacientes $(13,8 \pm 2,2 \text{ anos de idade})$. Tal aparelho possuí como ancoragem os primeiros molares, direito e esquerdo, e dois MIs (1,8 mm de diâmetro e 9 mm de comprimento; Trimed, Ankara, Turquia) instalados no palato na região de pré-molar que foram instalados com 7 dias de antecedência. Os exames tomográficos foram realizados antes e três meses após a expansão. Foram observadas, em ambos os grupos, alterações esqueléticas e aumentos nas distâncias interdentais significantes. No entanto, as distâncias entre os primeiro e segundo pré-molares foram maiores para o disjuntor dentossuportado $(7,5 \pm 4,2 \text{ e } 7,9 \pm 3,3 \text{ mm}, \text{ respectivamente})$ do que para o osseo-dentossuportado $(3,2 \pm 2,6 \text{ e } 4,5 \pm 3,8 \text{ mm}, \text{ respectivamente})$ (P<0,05). A redução da espessura da placa óssea vestibular esquerda nos primeiros pré-molares foi significativamente maior para o grupo com disjuntor dentossuportado (P< 0,001). Nenhuma diferença significativa foi encontrada entre grupos em termos de inclinação dentária absoluta,

porém o grupo dentossuportado apresentou aumento significante das inclinações dentárias dos primeiros molares e primeiros pré-molares (P < 0,05) (Tabela 2). Os autores concluíram que ambos os métodos são eficazes para o tratamento de um maxilar atrésico. No entanto, o aparelho Hyrax resultou em maior expansão na região pré-molar e o disjuntor híbrido não causou alterações no suporte ósseo dos primeiros pré-molares.



Figura 7 - Aparelho híbrido hyrax (osseo-dentossuportado). O aparelho foi ligado aos primeiros molares por bandas e os mini-implantes por casquestes (TTA S-cap; Trimed) utilizando cimento de ionômero de vidro (3M Unitek, Monrovia, Califórnia) (TOKLU, GERMEC-CAKAN E TOZLU, 2015).

		Hyrax	Hyrax híbrido
	Inclinição 1°Molar	6,77° ± 8,03	2,43° ± 5,53
Direito	Inclinição 2ºPréMolar	$2,42^{\circ} \pm 5,60$	1,01° ± 2,86
	Inclinição 1°PréMolar	2,71° ± 4,53	1,54° ± 2,84
	Inclinição 1°Molar	$2,96^{\circ} \pm 3,47$	2,89° ± 4,90
Esquerdo	Inclinição 2°PréMolar	$1,06^{\circ} \pm 6,97$	2,54° ± 5,51
	Inclinição 1ºPréMolar	2,33° ± 3,03	0,45° ± 2,51
	Distância entre os rebordos		
	(corte coronal em nível de furca		
	dos molares - mm)	$1,98 \pm 2,85$	$2,62 \pm 2,38$

Tabela 2 - Resumo dos resultados de estudo clínico (Toklu, Germec-Cakan e Tozlu, 2015).

Chen *et al.* (2016) apresentaram um modelo de expansor para corrigir deficiência transversal maxilar em um relato de caso clínico. O expansor consiste de 2 partes: 4 mini parafusos (1,7 mm de diâmetro e 4 a 5 mmm de comprimento) com uma anilha, instalados em porção alta da face palatina do rebordo alveolar e um parafuso expansão (Fig. 8). Com base na posição dos MIs, os braços de extensão do parafuso de expansão foram adaptados sobre o modelo de gesso e, então, conectado por meio de adição de resina. O parafuso de expansão foi instalado em paciente de 18 anos de idade, sexo masculino, entre canino/primeiro pré-molar e segundo pré-molar/primeiro molar. A ativação foi realizada uma vez por dia (0,25 mm/dia) por 6 semanas. Segundo os autores este tipo de aparelho é fácil de fabricar, mais higiênico e promove menor irritação da mucosa por não possuir a placa de acrílico. Quando comparado com outros modelos, reduz as forças aplicadas diretamente sobre os dentes, o que pode maximizar a expansão esquelética, minimizar a inclinação dentária e produzir uma expansão relativamente paralela. Além disso, os dentes podem ser alinhados e nivelados ao mesmo tempo usando o aparelho fixo, pois os dentes estão livres de contato pelo expansor.



Figura 8 – Modelo de expansor osseossuportado por meio de 4 mini-implantes (1,7mm de diâmetro e 4 a 5 mm de comprimento) utilizado por Chen et al. (2016).

4.5. Remodelação Óssea

Em 2003, Frost atualizou os conceitos até então estudados sobre a fisiologia óssea. No passado, quando Julius Wolff, em 1892, e outros perceberam que cargas as mecânicas poderiam afetar a arquitetura óssea dos seres vivos, os mecanismos responsáveis por este efeito eram desconhecidos, bem como as aplicações clínicas. Em 2003, o cenário mudou. Os ossos de suporte de carga (OSC) incluem tíbia, fêmur, úmero, vértebra, rádio, mandíbula, 34

maxila punho, quadril, etc. Dois limiares fazem uma deformação óssea determinar a sua resistência ao ativar ou desativar os mecanismos biológicos que aumentam ou diminuem a sua força. Características gerais mostram que as maiores cargas voluntárias sobre OSC determinam a maioria de sua força após o nascimento. Estas cargas vêm de forças musculares, assim a força muscular influencia fortemente a força dos OSC. Este processo afeta, em parte, a cura de fraturas, enxertos ósseos e osteotomia; e a capacidade do osso para suportar a carga das articulações e próteses dentárias; porque os ossos saudáveis são mais fortes do que o mínimo necessário para evitar que as cargas voluntárias possam quebrá-los subitamente ou por fadiga. Deformações normalmente aceitáveis são entre 100 e 2000 μ E, que incluem as janelas de adaptação e de sobre carga. Cargas muito baixas podem causar deformações muito elevadas nos estágios iniciais de a cura de fraturas, enxertos ósseos e osteotomias. Os efeitos previstos para cada faixa de deformação estão resumidos na Tabela 3.

Limiares de Deformação (µE)	Limiares de Tensão (MPa)	Efeito biológico previsto
50 - 100	1 - 2	Deformação mínima efetiva. Valores próximos ou abaixo indicam desuso e a remodelação pode reduzir para além do normal.
1000 - 1500	~ 20	Ativação da remodelação óssea com o objetivo que aumentar a resistência para evitar futuras deformações nessa magnitude quando impostas as mesmas cargas.
~ 3000	~ 60	Ativa remodelação do osso trabecular para compensar a tensão no osso cortical. Valores próximos ou superiores podem promover o acúmulo de micro fraturas sem reparo. Valor próximo ao limite elástico do osso.
~ 25000	~ 120	Limite da resistência do osso, passível de fratura (em adultos saudáveis)

Tabela 3 – Efeitos previstos pela lei de Wolf (Frost, 2003).

Misch *et al.* (2004) em revisão de literatura sobre aplicação da carga imediata na implantodontia abordaram diversos pontos sobre a remodelação óssea. O osso próximo ao implante, quando submetido a um carregamento, muda sua forma e essa mudança pode ser medida como deformação. Condições com maiores deformações no osso aumentam a taxa de

remodelação e quanto maior a taxa de remodelação, mais fraco se torna o osso e maior o risco de sobrecarga oclusal, o que pode levar a falha do implante. Assim, quando a situação mecânica é muito severa, pode formar tecido fibroso na interface do implante, em vez de osso, resultando em mobilidade clínica. Uma vez que a deformação está diretamente relacionada à tensão, métodos para diminuir a tensão são benéficos, como por exemplo o aumento do número de implantes na região em questão.

5. METODOLOGIA

5.1. Levantamento descritivo da espessura óssea da região paramediana do palato

Foi realizado um estudo observacional seccional de imagens de TCFC, que possui baixa dose de radiação, proveniente do arquivo digital do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (ILAPEO - Curitiba/PR). Com o objetivo de quantificar a espessura do osso palatino, foram avaliadas imagens de tomografias de 300 pacientes, entre 7 e 90 anos de idade, com a ajuda dos *softwares* SIDEXIS XG e GALAXIS (Sirona Bensheim, Alemanha) por 2 operadores qualificados. Os critérios de inclusão adotados foram pacientes que tenham realizado o exame de TCFC para fins de tratamento ortodôntico, cirúrgico e/ou reabilitador no ILAPEO. Porém, foram excluídas as tomografias de pacientes com: alterações de crescimento e desenvolvimento que possam interferir na mensuração da espessura do osso palatino como, por exemplo, fissura palatina e odontomas; tomografias de pacientes que tenham sofrido intervenção cirúrgica para disjunção palatina ou enxerto na região anterior; e, imagens com muitos artefatos devido à presença de implantes e/ou próteses na região anterior.

A amostra foi escolhida aleatoriamente em um banco de dados de 3000 exames para compor os seguintes grupos etários: (1) < 15 anos de idade; (2) \geq 15<25; (3) \geq 25,<40; (4) \geq 40,<60; (5) \geq 60 anos de idade. O grupo mais jovem teve seu limite de idade definido em 15 anos porque, após essa idade, o crescimento da SPM pode ser bastante reduzido. Estudo histológico (MELSEN, 1975) descreveu que o crescimento transversal da SPM pode estar cessado após os 16 anos no sexo feminino e 18 anos no sexo masculino. Todas as imagens tomográficas foram obtidas no próprio instituto e pelos tomógrafos Galileos e Orthophos (Sirona), utilizando parâmetros de aquisição de 85 kV, 6 mA, tempo de exposição de 14,4 s, campo de visão (FOV) de 15X15 cm e 8X8 cm, e *voxel* de 160 μ m e 300 μ m. No pós-processamento, utilizou-se espessura de corte e intervalo de reconstrução de 0,3 mm.

A região de interesse deste estudo foi a espessura do palato de anterior para posterior, a partir do forâme incisivo até uma distância de 24 mm, e 6 mm lateralmente a SPM para ambos os lados. Em cada um dos 6 cortes sagitais (ecrán 2 D), foram medidas a espessura de 6 regiões, como mostra a Fig. 9.



Figura 9 – Imagem do corte sagital do osso palatino na região da SPM, com a referência da borda posterior do forame incisivo (à esquerda) e com as seis medições obtidas em cada corte sagital (à direita).

Todas as medidas foram obtidas de acordo com o seguinte protocolo: (1) ajuste da curva panorâmica no centro do rebordo alveolar superior; (2) ajuste da espessura corte para 200%; (3) determinação do eixo de coordenadas em corte axial sobre a SPM e a origem na borda posterior do forame incisivo; (4) definição das linhas de referência para os cortes sagitais, distantes 2, 4 e 6 mm da SPM para direita e para a esquerda; (5) definição das linhas de referências, nos cortes sagitais, 4, 8, 12, 16, 20 e 24 mm distantes da borda distal do forame incisivo, como mostra a Fig. 7; (6) criação de écran 2D das imagens; e, (7) mensuração das espessuras.

Ao todo, para cada paciente foram mensurados 36 pontos, determinados previamente pelo cruzamento de linhas partindo do forame incisivo para posterior e da sutura palatina mediana para lateral, como mostrado na Fig. 10.

Os dados foram analisados por meio de programa para cálculos estatísticos (STATA® 11.0, StataCorp, Texas, EUA) e comparados com a literatura atual. Foram calculados os valores médios de espessura óssea para cada um dos 36 pontos avaliados e suas possíveis correlações com fatores biológicos (idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM e hemiarcadas - direita e esquerda) foram análisados por regressão linear.

O projeto de pesquisa foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG em 14 de maio de 2014 sob o Parecer de número 648.438.



Figura 10 - Desenho esquemático para localização dos pontos a serem medidos em relação a sua distância da linha da sutura palatina mediana (SPM) e do forame incisivo.

5.2. Levantamento descritivo da espessura óssea e de tecido mole da região paramediana do palato

Foi realizado um estudo observacional seccional de imagens de TCFC proveniente do arquivo digital do ILAPEO (Curitiba/PR). Com o objetivo de quantificar a espessura total a ser considerada para a instalação de dispositivos de ancoragem (osso palatino e mucosa), foram avaliadas imagens de tomografias de 70 pacientes, entre 7 e 25 anos de idade, com a ajuda do programa de tratamento de imagens SIDEXIS XG e GALAXIS (Sirona Bensheim, Alemanha) por único operador treinado. Os pacientes foram separados em dois grupos étarios

do mesmo modo que o item anterior (5.1): Grupo 1, idade inferior a 15 anos; Grupo 2, idade superior a 15 anos.

Os critérios de inclusão adotados foram pacientes que tenham realizado o exame de TCFC para fins de tratamento ortodôntico, cirúrgico e/ou reabilitador no ILAPEO. Foram excluídas as tomografias de pacientes com: alterações de crescimento e desenvolvimento que possam interferir na mensuração da espessura do osso palatino como, por exemplo, fissura palatina e odontomas; tomografias de pacientes que tenham sofrido intervenção cirúrgica para disjunção palatina ou enxerto na região anterior; imagens com muitos artefatos devido à presença de implantes e/ou próteses na região anterior; e imagens em que o paciente permaneceu com a língua pressionando a mucosa do palato durante o exame tomográfico.

As mensurações de tecido mole foram realizadas nos mesmos écrans (imagens 2D) já definidos. Ou seja, a região de interesse considerada foi, de anterior para posterior, apartir do forâme incisivo até uma distância de 24 mm, e 6 mm lateralmente a SPM para ambos os lados. Em cada um dos 6 cortes sagitais (ecráns), foi medida a espessura de 6 regiões, como mostra a Fig. 9 e 11.



Figura 11 – Imagem do corte sagital em região paramediana a 6 mm da SPM, com as seis medições obtidas cada.

Os dados das 72 varáveis obtidas (36 referentes à espessura óssea e 36 referente à espessura de tecido mole) foram analisados e comparados com a literatura atual. Foram calculados os valores médios de espessura de tecido mole para cada um dos 36 pontos avaliados e suas possíveis correlações com fatores biológicos (idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM, hemi-arcadas - direita e esquerda – e espessura óssea).

Os testes realizados foram teste Shapiro-Wilk, T de *Student*, considerando a igualdade, ou não, da variância para cada ponto, e teste de regressão linear.

5.3. Análise computacional pelo método de elementos finitos sobre influência do diâmetro e comprimento do mini-implante quando submetidos a cargas de expansão

Os modelos tridimensionais submetidos à análise pelo MEF foram compostos por MI, base de acrílico, osso trabecular e cortical. Os mini-implantes (Fig. 10) de 5 e 7 mm de comprimento e 1,6 de diâmetro, foram disponibilizados pelo fabricante (Implantes de Ancoragem, NEODENT, Curitiba, Brasil). Como é sabido, os esforços aplicados pela ERM são superiores à carga ortodôntica. Por alguns relatos da literatura, utilizar implantes temporários de diâmetro superior a 1,6 mm (HARZER *et al.*, 2004; LEE *et al.*, 2010; BORYOR *et al.*, 2013; TOKLU, GERMEC-CAKAN E TOZLU, 2015), posteriormente, o diâmetro dos MIs foi modificado para 2 mm no *software* de desenho assistido por computador (CAD) SolidWorks 12 (Concord, Massachusetts, EUA, 2011) com a finalidade de avaliar o impacto dessa alteração na distribuição de tensões e deformações do sistema.



Figura 12 - Modelos 3D dos mini-implantes autoperfurantes.

O modelo de disjuntor a ser avaliado (Fig. 13) segue uma adaptação do utilizado em estudo clínico (LIN et al., 2015) e com o auxílio do mesmo software, foram desenvolvidos sólidos para representar duas camadas de osso cortical (1 mm de espessura cada), uma camada de osso trabecular (3 mm de espessura) e a placa de acrílico que une o disjuntor ao MI. Os sólidos desenvolvidos foram montados para representar apenas ¼ do aparelho (Fig. 14), ou seja, o modelo reduzido possui um dos MIs utiilizados para suportar o disjuntor palatino. Tais foram considerações realizadas para permitir 0 melhor emprego das propriedades/características mecânicas, como comportamento ortotrópico do osso e atrito na interface osso/MI.



Figura 13 – Aparelho disjuntor com base de acrílico a ser suportado por mini-implantes (Área demarcada corresponde ao modelo 3D desenvolvido).

A homogeneidade e elasticidade linear serão consideradas para o MI e osso, como em estudos anteriores (LOMBARDO *et al.*, 2010; ALRBATA, YU E KYUNG, 2014). O MI, composto de liga de titânio grau V (Ti-6Al-4V, de acordo com ASTM-F136), foi considerado com comportamento mecânico isotrópico (LOMBARDO *et al.*, 2010; ALRBATA, YU E KYUNG, 2014). No entanto, o tecido ósseo, por possuir uma estrutura mais complexa, foi considerado com comportamento ortotrópico. Todas as propriedades mecânicas estão descritas na Tabela 4.



Figura 14 – Modelo 3D

Tabela 4 - Propriedades mecânicas (a- PETERSON e DECHOW, 2003; b- O'MAHONY *et al.*, 2000; c-CAMACHO *et al.*, 2014 ; d- fabricante – Neodent/Brasil).

Material	Material Módulo de Elasticidade (E) Cisalhamento (G) (MPa		Coeficiente de Poisson (v)
	E1= 19 600	G12 = 5 800	v12 = 0,320
Osso Cortical (a)	E2= 11 700	G13 = 4 100	v13 = 0,350
	E3 = 10 200	G23 = 3 700	v23 = 0,480
	E1 = 1 148	G12 = 434	v12 = 0,322
Osso Trabecular (b)	E2 = 1 148	G13 = 68	v13 = 0,055
	E3 = 210	G23 = 68	v23 = 0,010
Acrílico (c)	E= 2	0,35	
Mini-implante/ Titânio (d)	E= 10	0,33	

As condições de contorno atribuídas ao modelo com placa de acrílico foram fixações rígidas em todas as faces laterais do osso (cortical e trabecular), simetria da face medial do modelo em relação ao eixo X (para que no total o modelo representasse e carregamento aplicado na direção x/sentido positivo (como mostra a Fig. 15). As interfaces entre o sólido osso trabecular/cortical e MI/acrílico foram consideradas como coladas. Porém, a interface MI-osso foi considerada como não osseointegrada e foi representada por condições de contato de fricção, com coeficiente de atrito de 0,3 (HUANG *et al.*, 2008).



Figura 15 – Modelo 3D com destaque para as faces selacionadas para fixação rígida (em azul, A), simetria (em amarelo, B) e aplicação do deslocamento (em amarelo, C).

A validação do modelo foi realizada aplicando carga ortodôntica de 2 N (ALRBATA, YU E KYUNG, 2014) de força horizontal (eixo x) diretamente sobre o MI (1,6 mm x 5 mm), desconsiderando a placa de acrílico (Fig. 16). Para facilitar a comparação com a literatura, a superfície entre osso e MI foi considerada como colada e com atrito.



Figura 16 - Modelo 3D com destaque para as faces selacionadas a aplicação da carga ortodôntica (em vermelho).

Após validação do modelo, no caso mais crítico (implante de menor diâmetro e comprimento), foi avaliado o efeito do torque de instalação indicado 10 Ncm (MOTOYOSHI *et al.*, 2006) no próprio MI e no osso cirncujacente. Tal carregamento (momento de força) foi aplicado na cabeça do MI, no sentido horário, selecionando a face superior da mesma (Fig. 17).

Por fim, foi avaliada a capacidade do sistema (osso e MI) de resistir aos esforços aplicados para cada ativação do aparelho (0,25 mm). Como o deslocamento promove o afastamento das duas placas de acrílico que envolvem os MIs, foi aplicado um deslocamento de 0,125 mm (com direção e sentidos representados na Fig. 15).



Figura 17 – Modelo 3D sem placa de acrílico, com destaque para a face selacionada para aplicação do torque de instalação (em vermelho).

A malha de elementos finitos foi desenvolvida no próprio *software* CAE, ANSYS 14.5/Workbench 2.0 (Bela Engineering Group, Downers Grove, Ill, EUA) e foram gerados 134 673 elementos (tetraédricos de 10 nós e hexaédricos) e 210 608 nós, para o modelo que considerava a placa de acrílico, e gerados 130 096 elementos tetraédricos e 202 411 nós, para o modelo que não considerava a placa de acrílico (Fig. 18). A qualidade da malha foi testada por teste de convergência e parâmetros de *Element Quality* do próprio *software*.

Na formulação de elementos finitos assume-se um sistema local paramétrico de coordenadas para cada tipo de elemento e quanto mais semelhante o sistema de coordenadas físicas, tanto do elemento quanto global, ao sistema paramétrico, melhor a qualidade dos elementos. Elementos sólidos usam o determinante da Matriz Jacobiana e comparam com o valor ideal. O melhor valor médio obtido que permitiu convergência do modelo foi 0,7. A distribuição dos elementos dentro dessa métrica esta disposta na Figura 19, quanto mais elementos próximos de 1, melhor a malha do modelo.



Figura 18 – Modelos 3D discretizados, considerando a placa de acrílico (superior) e sem a placa (inferior).



Figura 19 - Distribuição métrica dos elementos dentro dos parâmetros de Element Quality (ANSYS, Inc.).

Ao todo foram simulados 7 casos, como descrito na Tabela 5. Não foi considerado nenhum caso com o torque e o deslocamento aplicado em um mesmo modelo, uma vez que a instalação do MI e no aparelho geralmente não ocorre no mesmo ato, e sim com um ou dois dias de intervalo para a confecção do aparelho, período no qual ocorre uma relaxação de tensões. Foram avaliadas as tensões máxima e mínima principais, deformação máxima e deslocamento (MI). As tensões equivalentes também foram avaliadas (para o osso e MI)

$$\sigma_{eq} = \frac{\sqrt{2}}{2} \cdot \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2} \quad (1)$$

onde σ_1 , $\sigma_2 e \sigma_3$ são as tensões principais nos 3 eixos principais.

Modelo	MI (diâmetro x comprimento - mm)	Atrito	Carregamento	
1		Ausente	2 N	
2	165	Presente	2 N	
3	1,0 X 3	Presente	10 Ncm	
4		Presente	0,125 mm	
5	1,6 x 7	Presente	0,125 mm	
6	2 x 5	Presente	0,125 mm	
7	2 x 7	Presente	0,125 mm	

Tabela 5 - Resumo dos modelos desenvolvidos.

Foram selecionados pontos na superfície do MI e do osso para facilitar a comparação dos modelos avaliados. Todos os pontos estão em áreas planas do corpo do implante, pois os ápices das roscas podem apresentar resultados inflados pela dimensão dos mesmos. As regiões dos pontos avaliados estão marcadas na Fig. 20



Figura 20 – Regiões dos pontos selecionados na superfície do MI e do osso (em A, modelo com mini-implante com 7 mm de comprimento; em B, com 5 mm de comprimento).

5.4. Análise computacional dos ossos da face durante expansão rápida da maxila com diferentes locais para apoio do disjuntor osseossuportado

O modelo estudado foi desenvolvido anteriormente (SERPE, 2014) com base na TCFC de um paciente de 12 anos de idade, sexo masculino, pertencente ao arquivo de prontuários do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico (Curitiba/PR). A metodologia desenvolvida no presente trabalho foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFMG (CEP 171.147).

As imagens geradas pelo tomógrafo em formato DICOM foram importadas para o *software* de desenho assistido por computador (CAD), Simpleware® (Innovation Centre, Exerter, Reino Unido, 2009). A segmentação foi feita de acordo com o contraste dos tecidos,

separados inicialmente em osso, elementos dentários e polpa. Não foram separadas as regiões de osso cortical e trabecular. Após a parametrização das faces sólidas com o auxílio do *software* RapidForm XOR3 (3D Systems Innovation Center, Seul, Coréia do Sul) ainda foi realizada uma suavização das faces com o auxílio do *software* SolidWorks 12 (Concord, Massachusetts, EUA, 2011). Ainda com o mesmo *software*, foi definido o ligamento periodontal, somente para os dentes posteriores (pré-molares e molares), que possuíam relação direta com o aparelho disjuntor. O volume referente à polpa dentária foi considerado vazio e foi também criado um sólido na região mediana do palato com espessura de 1 mm, ou seja, uma unidade funcional ossosutura representando a sutura palatina mediana, como mostra a Fig. 21. O modelo geométrico para o aparelho disjuntor dentossuportado também foi desenvolvido diretamente no SolidWorks 12.



Figura 21 - Modelo Geométrico com aparelho disjuntor dentossuportado fixado aos dentes posteriores (SERPE, 2014). (Em coloração cinza claro: osso; cinza escuro: aparelho disjuntor/aço; bege: elementos dentários; marrom: unidade funcional osso-sutura).

A partir desse modelo prévio, foi desenvolvido o disjuntor palatino osseossuportado com base de acrílico, como utilizado por LIN *et al.* (2015). O objetivo do acrílico no presente estudo é unir os MIs ao parafuso disjuntor, sem ter apoio em mucosa – por tal razão a mesma não foi considerada.

Considerando o fato que o espaço referente à mucosa deve ser considerado por estar relacionado diretamente com o braço de força promovido quando o carregamento é aplicado na região superior do MI, foi mensurada a espessura da mucosa nos 36 pontos definidos pelo item 5.2 deste trabalho e calculada a espessura média da mucosa na região em que foi planejado o posicionamento do disjuntor palatino (1,35 mm). Na Figura 22 estão os valores obtidos e, em destaque, a regição de instalação do aparelho disjuntor.



Figura 22 – Espessura da mucosa nos 36 pontos mesurados no mesmo exame tomográfico que foi utilizado como base para o modelo 3D (Área tracejada = região em que foi planejado o posicionamento do disjuntor palatino).

Dentro dessa região, os MIs foram posicionados em três locais diferentes para avaliar a influência do seu posicionamento na ERM: (1) entre o primeiro pré-molar e o primeiro molar, de modo que o disjuntor pudesse ser posicionado entre eles e permanecesse em região similar ao disjuntor dentossuportado (Fig. 23); (2) entre a distal do canino e o segundo pré-molar, de modo que o parafuso disjuntor ficou posicionado posteriormente aos MIs (Fig. 24); (3) entre o

primeiro pré-molar e o primeiro molar, porém inclinado para que fossem instalados em região de rebordo alveolar, mantendo o parafuso disjuntor em região similar ao disjuntor dentossuportado (Fig. 25).



Figura 23 - Modelo Geométrico 1 com aparelho disjuntor osseossuportado (simétrico) com os MIs instalados e região paramediana do palato. Em A, o modelo somente com os miniimplantes posicionados e, em B e C, modelo completo incluindo o acrílico.



Figura 24 - Modelo Geométrico 2 com aparelho disjuntor osseossuportadocom MIs instalados em região anterior do palato. Em A, o modelo somente com os mini-implantes posicionados e, em B e C, modelo completo incluindo o acrílico.



Figura 25 - Modelo Geométrico 3 com aparelho disjuntor osseossuportado (simétrico) com MIs instalados no rebordo alveolar. Em A, o modelo somente com os mini-implantes posicionados e, em B e C, modelo completo incluindo o acrílico.

Com o objetivo de reduzir a complexidade e o número de graus de liberdade dos modelos de elementos finitos, os modelos foram seccionados ao meio, e as simulações foram realizadas no lado esquerdo utilizando o recurso de simetria durante a simulação. Ao final, os resultados foram espelhados para o lado oposto para visualização.

Ambos os modelos foram discretizados no programa ANSYS 14.5 (Bela Engineering Group, Downers Grove, Ill, EUA), programa engenharia assistida por computador (CAE), onde foram gerados 1 075 014 elementos tetraédricos de 10 nós e 681 245 nós. O parâmetro de tamanho dos elementos para cada estrutura foram os seguintes: aparelho disjuntor, 1 mm; incisivos e canino, 1,5 mm; unidade funcional da sutura, 0,5 mm; pré-molares e primeiro molar, 0,5 mm; ligamento 0.3 mm; e osso, 1 mm.

O próprio programa utilizado para discretização e simulação de esforços (ANSYS 14.5) possui uma ferramenta que permite ser avaliada a qualidade da malha, como mostra o gráfico da Fig. 26. Para elementos tetraédricos, a qualidade de um elemento é definida pelo determinante da matriz Jacobiana. Quanto mais o valor do determinante se aproxima de 1, menor o grau de distorção do elemento. Ou seja, quanto menor a quantidade de elementos tetraédricos com valor de qualidade próximo a zero, melhor é a malha de elementos finitos do modelo. O valor médio obtido dentro desse parâmetro foi de 0,8.



Figura 26 - Distribuição métrica dos elementos dentro dos parâmetros de Element Quality (ANSYS, Inc.).

As propriedades mecânicas atribuídas aos materiais estão dispostas na Tabela 6. Todos os materiais foram considerados com comportamento de materiais isotrópicos e linearmente elásticos.

Foram simuladas diferentes condições para a SPM. Primeiro considerando a mesma ausente, como em casos de SPM que já tenha ocorrido a ruptura por expansão ou assistida cirurgicamente. Quando a SPM foi considerada presente, o módulo elástico de 1 MPa para a SPM objetiva representar o comportamento do tecido conjuntivo organizado que principalmente compõe a sutura (PROVATIDIS *et al.*, 2007). O módulo de elasticidade atribuído ao osso (10000 MPa) foi uma estimativa em relação à proporção de osso cortical (13700 MPa) e de osso trabecular (1370 MPa) presente no crânio (YU *et al.*, 2007), uma vez que o modelo utilizado foi composto de um único tipo de tecido ósseo.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Osso (a)	10 000	0,3
Dente (b)	20 000	0,3
Ligamento Periodontal (c)	0,69	0,49
Unid. Sutura-Osso (d)	1	0,49
Disjuntor/ Aço (e)	200 000	0,33
Mini-implante/ Titânio (e)	110 000	0,33

Tabela 6 - Propriedades mecânicas (a- propriedades estimadas entre osso cortical e esponjoso; b- TANNE *et al.*, 1989; c- YOSHIDA *et al.*, 2001; d- WANG *et al.*, 2012; e- HIBBELER, 2004).

Restrições ao movimento foram aplicadas para o movimento transversal da região onde a simetria foi empregada. Na região posterior foram aplicadas restrições de movimento totais e parciais (permitindo momentos) com a finalidade de representar as restrições impostas pela base do crânio. Como pode ser observado na Fig. 27, nas regiões B e E foram aplicadas restrições de movimento no eixo vertical, na região D o movimento é impedido nos 3 planos. Essas três regiões têm como objetivo representar as limitações de movimento que os ossos da calota craniana e da base do crânio imprimem a este modelo. As restrições aos movimentos foram realizadas apenas na região posterior do modelo, o mais distante possível da face com a finalidade de não influenciar nos resultados de tensões na região de interesse, anterior do crânio (face).

A região A mostrada na Fig. 27, face medial do aparelho disjuntor, foi a região escolhida para aplicar o deslocamento no eixo horizontal como realizado pelo parafuso disjuntor e, também restringir o deslocamento nos eixos vertical e anteroposterior como imposto pela própria estrutura do aparelho. Na região C foram restringidos os deslocamentos no sentido transversal. As regiões A e C são áreas onde o modelo foi seccionado, portando em ambas foram aplicadas o recurso de simetria.


Figura 27 - Condições de contorno aplicadas ao modelo de EF. (A – região em que o deslocamento referente à ERM foi aplicado; B, C e E – regiões com restrição parcial de movimento; D- restrição total de movimento).

Para simular as ativações do aparelho disjuntor foram aplicados deslocamentos referentes a 30 ativações (3,75 mm) nas faces mediais do parafuso disjuntor, inserido no acrílico em sentido transversal e direção lateral. Esses valores, devido à simetria considerada, correspondem a um deslocamento total 7,5 mm. Considerando que o processo de expansão, apresenta redução da força aplicada pelo descolamento do parafuso disjutors entre uma ativação e outra (ISAACSON E INGRAM, 1964), foi realizada somente uma análise comparativa entre os diferentes locais de apoio dos disjuntores osseossuportados. Tal simplificação exige cuidado na interpretação dos resultados, bem como o fato de se considerar um comportamento elástico linear para todas as estruturas. As simulações realizadas então simplificadas na Tabela 7.

Os resultados obtidos com os diferentes modelos foram comparados quanto ao deslocamento no sentido da carga aplicada (eixo X). Foram definidas estruturas anatômicas para objetivar a comparação do deslocamento, sendo elas: (i) ápice da raíz palatina do 1° molar; (ii) ponto em que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° pré-molar; (iii) ponto em que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° pré-molar; (iii) ponto em que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° pré-molar; (iii) ponto em que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto que o rebordo alveolar encontra a coroa do 1° molar; (iv) ponto mais convexo da coroa do 1° molar (HELMKAMP, 2012). Para facilitar a definição do ponto foram realizados cortes no eixo X (corte frontal) perpendicular a SPM passando pela cúpide de 1° pré-molar e 1ª molar, bem como corte no longo eixo do 1° molar para verificar o deslocamento apical do mesmo.

Em uma visão inferior do plano oclusal, foi mensurada em 3 pontos a abertura da sutura: anterior (abertura da SPM na porção mais anterior); média (abertura da SPM na altura da distal dos caninos); posterior (abertura da SPM na altura da mesial dos 1º molar).

	Módulo de Elasticidade	Deslocamento Aplicado	Tipo de apoio
	da Sutura (MPa)	(mm)	de disjuntor
Caso 1	Ausente	3,75	Simétrico
Caso 2	Ausente	3,75	Anterior
Caso 3	Ausente	3,75	Rebordo
Caso 4	1	3,75	Simétrico
Caso 5	1	3,75	Anterior
Caso 6	1	3,75	Rebordo

Tabela 7- Casos simulados.

6. RESULTADOS

6.1. Espessura óssea da região paramediana do palato

Vinte e sete pacientes foram excluídos de acordo com os critérios já descritos anteriormente. Ao todo, foram avaliadas 273 tomografias de pacientes com idade entre 7 e 90 anos. Como as medidas foram obtidas pela média da espessura mensurada por dois operadores, a calibração entre eles foi comprovada utilizando o coeficiente de correlação de concordância (rho_ c) de Lin (LIN, 1989), que é indicado para medidas contínuas. O teste foi realizado para cada um dos 36 pontos dos 50 primeiros exames de TC avaliados e a média do coeficiente de correlação de concordância foi de 93,2% (\pm 5,7).

A amostra foi dividida em 5 grupos, como dispostos na Tabela 8. A média de idade foi de 11,42 (\pm 0,7) anos, para o grupo 1; 21,21 (\pm 0,6) anos para o grupo 2; 31,02 (\pm 0,1) anos, para o grupo 3; 50,18 (\pm 0,9) anos de idade, para o grupo 4 e 69,42 (\pm 0,16) anos de idade para o grupo 5.

		Sex		
Grupo	Idade	Masc	Fem	Total
1	<15	9	12	21
2	>=15,<25	18	30	48
3	>=25,<40	30	31	61
4	>=40,<60	35	48	83
5	>=60	30	30	60

Tabela 8- Grupos etários da amostra.

As médias de espessura óssea obtidas nos 36 pontos estão dispostas na Tabela 9. A maior média encontrada foi de 7,48 mm no ponto I (a 6 mm da SPM e 4 mm do FI) e a menor média foi de 1,46 mm (a 6 mm da SPM e 24 mm do FI). Os valores foram decrescentes de anterior para posterior em todos os pontos equidistantes da SPM (2, 4 e 6 mm).

	Espessura óssea									
D: (^ ·	Distância		Mar		Interv	alo de		Média		
Distancia	do forame	Ponto	Media	SE	Conf	ianca	Sexo	por sexo	SE	
da SPM	incisivo		(mm)		[95	5%]		(mm)		
			- 10	0.45			М	8.16	0.27	
	4 mm	I	7,48	0,17	7,14	7,81	F	6.93	0.21	
				0.40			М	4.21	0.20	
	8 mm	II	3,74	0,12	3,50	3,99	F	3,37	0,15	
	10		• • •	0.00	• • •		М	2.42	0.14	
	12 mm	111	2,20	0,08	2,03	2,36	F	2,02	0,10	
6D	1.6	** *	1.77	0.04	1.60	1.05	М	1.83	0,10	
	16 mm	IV	1,/5	0,06	1,62	1,87	F	1,68	0,08	
	20	X.Z	1.50	0.06	1.40	1 70	М	1,64	0,09	
	20 mm	V	1,59	0,06	1,48	1,70	F	1,55	0,07	
	24	X / T	1.40	0.07	1.07	1.77	М	1,50	0,07	
	24 mm	VI	1,46	0,05	1,37	1,55	F	1,44	0,06	
	4	VII	6.02	0.16	6.61	7.05	М	7,63	0,27	
	4 mm	VII	6,93	0,16	6,61	7,25	F	6,37	0,19	
	0	VIII	274	0.11	2.50	2.00	М	4,24	0,18	
	8 mm	V III	3,74	0,11	3,52	3,90	F	3,34	0,13	
4D 12 mm 16 mm 20 mm	IV	246	0.00	2.20	2.62	М	2,66	0,13		
	12 mm	IA	2,40	0,08	2,30	2,02	F	2,30	0,10	
	16 mm	v	2.11	0.07	1.09	2.24	М	2,13	0,11	
	10 mm	Λ	2,11	0,07	1,98	2,24	F	2,10	0,09	
	20 mm	VI	2.07	0.07	1.04	2.20	М	2,02	0,10	
	20 11111	ΛΙ	2,07	0,07	1,94	2,20	F	2,10	0,09	
	24 mm	VП	1.07	0.06	1 95	2.00	М	1,94	0,09	
	24 11111	ЛП	1,97	0,00	1,85	2,09	F	2,00	0,08	
	1 mm	VШ	6.63	0.16	631	6.04	Μ	7,12	0,27	
	4 11111	ЛШ	0,05	0,10	0,51	0,94	F	6,23	0,19	
	8 mm	VIV	4,51	0,12	1 28	1 73	Μ	5,04	0,18	
	0 11111				7,20	4,75	F	4,08	0,14	
	12 mm	XV	3 39	0.10	3 20	3 59	М	3,68	0,16	
2D	12 1111	21.1	5,57	0,10	5,20	5,57	F	3,17	0,12	
20	16 mm	XVI	3 22	0.09	3 04	3 4 1	M	3,36	0,15	
	10 1111		3,22	0,05	5,01	5,11	F	3,11	0,12	
	20 mm	XVII	3 40	0.10	3 21	3 60	M	3,44	0,16	
	20 11111		5,10	0,10	5,21	5,00	F	3,37	0,13	
	24 mm	XVIII	3.49	0.10	3.29	3.69	M	3,43	0,16	
			0,	0,10	0,22	0,05	F	3,54	0,13	
	4 mm	XIX	6.54	0.15	6.25	6.83	M	7,00	0,23	
			-,	-,	-,	-,	F	6,16	0,19	
	8 mm	XX	4.39	0.12	4.16	4.62	M	4,89	0,17	
	-		y	- ,	· ·	<i>y</i> -	F	3,99	0,15	
	12 mm	XXI	3,37	0,10	3,18	3,57	M	3,/1	0,15	
2E			-				F	3,10	0,13	
	16 mm	XXII	3,14	0,09	2,97	3,32	M	3,35	0,14	
							Г М	2,98	0.15	
	20 mm	XXIII	3,35	0,09	3,16	3,53		3,40	0.13	
							Г	3,30	0.15	
	24 mm	XXIV	3,53	0,10	3,32	3,73	IVI E	3,49	0,15	
			1	1		1	Г	5,55	0,15	

Tabela 9 - Espessura média do osso palatino em cada ponto mensurado.

	4 mm	VVV	6.02	0.16	6.67	7 22	М	7,54	0,25
	4 11111	ΛΛΥ	0,92	0,10	0,02	7,25	F	6,42	0,19
	8 mm	VVVI	3 75	0.11	2 5 2	3.06	М	4,18	0,17
	0 11111	ΛΛΥΙ	5,75	0,11	5,55	5,90	F	3,40	0,14
	12 mm	VVVII	2 44	0.08	2 28	2 50	М	2,64	0,13
4 E	12 11111		2,44	0,08	2,20	2,39	F	2,27	0,10
4L	16 mm	vvvm	216	0.07	2.03	2 30	Μ	2,28	0,11
	16 mm		2,10	0,07	2,03	2,30	F	2,07	0,09
	20 mm	VVIV	2 1 2	0.07	2,00	2.26	Μ	2,16	0,11
		ΛΛΙΛ	2,15	0,07		2,20	F	2,11	0,08
	24 mm	XXX	2,09	0,07	1,96	2 22	Μ	2,11	0,10
						2,25	F	2,08	0,09
	1 mm	XXXI	7,40	0.17	7,07	7,73	Μ	7,93	0,27
	4 11111			0,17			F	6,97	0,21
	8 mm	VVVII	2 67	0.12	3,43	3,91	Μ	4,10	0,20
	8 11111	ΛΛΛΠ	5,07	0,12			F	3,32	0,15
	12 mm	vvviii	2 21	0.08	2.05	2 28	Μ	2,44	0,13
6F	12 11111	лллш	$\angle, \angle 1$	0,08	2,05	2,38	F	2,03	0,11
OL	16 mm	vvvw	1.9/	0.08	1.68	2 00	М	2,05	0,15
	10 11111	ΛΛΛΙΥ	1,04	0,08	1,00	2,00	F	1,67	0,08
	20 mm	VVVV	1.61	0.06	1 50	1 72	М	1,65	0,08
	20 11111	ΛΛΛΥ	1,01	0,00	1,50	1,72	F	1,58	0,07
	24 mm	VVVVI	1 52	0.05	1.4.4	1.62	М	1,56	0,08
	$\begin{array}{ c c c c c c c c c c c c c c c c c c c$	1,55	0,03	1,44	1,05	F	1,51	0,06	

Cont. Tabela 9 - Espessura média do osso palatino em cada ponto mensurado

Para melhor avaliação dos dados obtidos, os mesmos foram tabulados em um gráfico considerando cada ponto mensurado (Fig. 28). Pode-se observar que a maior variação da espessura está na região anterior (pontos I, VII, XIII, XIX, XXV e XXI), onde também foram encontradas as maiores médias.

O modelo de regressão linear obtido (Tab. 10), com o objetivo de avaliar possíveis correlações com fatores biológicos (idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM e hemi-arcadas - direita e esquerda), revelou influência significativa do gênero (masculino +), idade (-), distância do FI (-), distância da SPM (-). Não foi observada influência significativa quanto à hemi-arcada (P>0,05).

Para avaliar a inclusão das variáveis no modelo, foi comprovada a não colinearidade das mesmas ao obter fator de inflação de variância (VIF) médio de 1,94. Considerando que os valores elevados de VIF indicam correlação das variáveis preditora, podendo aumentar a variância dos coeficientes de regressão, tornando-os instáveis e difíceis de interpretar.



Figura 28 – Gráfico com a média dos resultados obtidos para cada ponto.

$n = 9828$ $R^2 = 0.51$									
Variável	Grupo	Coef.	SE	Valor de t	P > t				
Sexo		0,46	0,035	13,17	0,000				
Idade (grupo)	1 (G2)	- 0,65	0,075	- 8,71	0,000				
	2 (G3)	- 0,83	0,073	-11,49	0,000				
	3 (G4)	- 0,82	0,070	-11,73	0,000				
	4 (G5)	- 0,95	0,072	-13,12	0,000				
Dist.do FI	8	- 3,02	0,060	- 50,27	0,000				
	12	- 4,31	0,060	- 71,74	0,000				
	16	- 4,62	0,060	- 76,88	0,000				
	20	- 4,64	0,060	- 77,09	0,000				
	24	- 4,65	0,060	- 77,29	0,000				
Dist.da SPM	4	- 0,87	0,043	- 20,52	0,000				
	6	- 1,06	0,043	- 25,02	0,000				
Hemi-arcada		- 0,02	0,035	- 0,57	0,567				
Constante		8,21	0,081	101,40	0,000				

Tabela 10 - Modelo de regressão linear da espessura do palato.

^{*} Valor de P significativo < 0,05,

O modelo exposto acima (Tabela 10) mostrou uma tendência à redução da espessura óssea à medida que o ponto se afasta da linha mediana ou da região anterior. No entanto, avaliando a tabela geral das médias (Tabela 9) observa-se que em cada uma das linhas possui diferentes padrões de variação. Logo, para avaliar a variação da espessura no sentido antero-posterior, foram realizadas regressões lineares fixando a linha (distância) paralela à SPM (Tabela 11). O afastamento do FI promoveu uma redução significativa da espessura média do palato e a taxa de redução aumentou com o distanciamento da SPM. Porém com o aumento da constante dos modelos de regressão linear expostos, observa-se que, para o distânciamento mínimo proposto (4 mm) do FI, ocorre um aumento da espessura com o afastametno da SPM. Tal comportamento também foi avaliado, e o padrão se confirmou significativo (P<0,05).

Distância da SPM = 2 mm								
$R^2 = 0.18$								
Variável	Coef.	SE	Valor de t	P > t				
Distância do FI	- 0,16	0,005	- 26,77	0,000				
Constante	6,01	0,079	75,98	0,000				
Distância da SPM = 4 mm								
$R^2 = 0,37$								
Variável	Coef.	SE	Valor de t	P > t				
Distância do FI	- 0,21	0,005	- 43,94	0,000				
Constante	6,20	0,075	82,42	0,000				
Distância da SPM = 6 mm	n							
$R^2 = 0,43$								
Variável	Coef.	SE	Valor de t	P > t				
Distância do FI	- 0,26	0,005	- 50,44	0,000				
Constante	6,68	0,080	83,16	0,000				

Tabela 11 - Modelo de regressão linear da espessura do palato para pontos equidistantes da SPM.

* Valor de P significativo < 0.05.

Para melhor visualização das médias encontradas, os resultados foram dispostos na Figura 29, considerando a semelhança estatística entre os lados direito e esquerdo.



Figura 29 – Figura esquemática com a média dos resultados obtidos para cada ponto, desconsiderando a hemimaxila (direita e esquerda).

6.2. Espessura óssea e de tecido mole na região paramediana do palato

Cinco pacientes foram excluídos pelo íntimo contato da língua com a mucosa palatina durante o exame tomográfico. Ao todo, foram avaliadas 65 tomografias de pacientes com idade entre 7 e 25 anos de idade, 25 do sexo masculino e 40 do sexo feminino. A idade média dos pacientes foi de 18,9 (\pm 4,8) anos e a distribuição da amostra entre os dois grupos está disposta na Tabela 12.

Tabela 12- Grupos etários da amostra.

		Sex		
Grupo	Idade	Masc	Fem	Total
1	<15	7	9	16
2	>=15,<=25	18	31	49

Para melhor avaliação dos dados obtidos, os mesmos foram tabulados em um gráfico considerando cada ponto mensurado (Fig. 30). Pode-se observar que a maior variação da espessura está na região anterior (pontos I, VII, XIII, XIX, XXV e XXI), onde também foram encontradas as maiores médias.



Figura 30 - Gráfico com a média dos resultados obtidos para cada ponto.

Após avaliada a normalidade da distribuição dos dados e a variância das médias para cada ponto, foi comparado ponto a ponto as médias obtidas. Não foi observada diferença significativa entre os sexos, porém, em relação ao grupo etário, foram encontradas diferenças significativas nos pontos IV, V, XI, XII, XX, XXVIII e XXXIV. Em todos os casos a maior média pertencia ao grupo I (<15 anos), exceto o ponto XX. O valor médio obtido para cada um dos 36 pontos avalidos está exposto na Tabela 13, sendo o menor deles (1,39 mm) observado no ponto XVII e XXIII, equidistantes 2 mm da SPM e distantes 20 mm do FI. A maior média da espessura (3,97mm) foi observada na região anterior, a 6 mm da SPM e a 4 mm do FI, ponto I.

Espessura Media da Mucosa								
Distância da SPM	Distância do forame incisivo	Ponto	Média (mm)	SD	[Interv. C	onf. 95%]	Sexo	Média (mm)
	4 mm	Ι	3,97	0,21	3,57	4,38	M	4,42
				-	,	,	F M	3,69
	8 mm	II	3,42	0,18	3,07	3,77	F	3,16
	12 mm	Ш	2 57	0.14	2 30	2.85	М	2,77
6D	12 11111		2,57	0,14	2,50	2,05	F	2,45
	16 mm	IV	2,21 [†]	0,12	1,97	2,45	M F	2,22
	20	X Z	2.05	0.12	1.70	0.00	M	2,21
	20 mm	V	2,05	0,13	1,79	2,30	F	2,00
	24 mm	VI	2,03	0,14	1,76	2,31	M	2,10
			,	,	,	,	F M	1,99
	4 mm	VII	3,08	0,15	2,78	3,38	F	3,03
	8 mm	VIII	2 30	0.11	2.18	2.60	М	2,54
	0 11111	VIII	2,37	0,11	2,10	2,00	F	2,29
	12 mm	IX	1,97	0,15	1,68	2,26	M E	2,17
4D		**	1.50	0.00		1.01	M	1,84
	16 mm	Х	1,72	0,09	1,54	1,91	F	1,63
	20 mm	XI	1.59^{\dagger}	0.10	1.40	1.78	М	1,68
			-,	•,-•	-,	-,	F	1,54
	24 mm	XII	$1,73^{\dagger}$	0,14	1,45	2,01	F	1,89
	4	VIII	2.61	0.12	2.26	2.96	M	2,75
	4 mm	XIII	2,61	0,13	2,30	2,80	F	2,53
	8 mm	XIV	1,93	0,11	1,72	2,14	M	1,96
				-		,	F M	1,91
40	12 mm	XV	1,69	0,12	1,46	1,92	F	1,61
2D	16 mm	XVI	1 53	0.13	1.28	1 78	М	1,59
	10 1111	21.11	1,55	0,15	1,20	1,70	F	1,50
	20 mm	XVII	1,39	0,11	1,18	1,60	M F	1,32
			1.46	0.15	1.17	1.7.6	M	1,44
	24 mm	XVIII	1,46	0,15	1,17	1,76	F	1,55
	4 mm	XIX	2,44	0,12	2,20	2,68	M	2,49
				-			F M	2,41
	8 mm	XX	1,94†	0,11	1,74	2,15	F	2,06
	12 mm	VYI	1 58	0.10	1 38	1 78	М	1,44
2E	12 11111		1,50	0,10	1,50	1,70	F	1,67
	16 mm	XXII	1,55	0,11	1,34	1,77	M E	1,50
			1.00	0.00	1.00	1.84	M	1,38
	20 mm	XXIII	1,39	0,09	1,22	1,56	F	1,37
	24 mm	XXIV	1.45	0.12	1.21	1.69	М	1,70
	- · · · · · ·		1,10	0,12		1,05	F	1,30
	4 mm	XXV	2,82	0,14	2,54	3,10	F	2,90
415	8	VVVI	2.52	0.12	2.27	2.70	M	2,83
4E	8 mm	XXVI	2,53	0,13	2,27	2,79	F	2,34
	12 mm	XXVII	1,97	0,12	1,73	2,21	M	2,17
				<i>,</i>	,·	,	F	1,84

Tabela 13. - Média da espessura da mucosa em todos os pontos mensurados.

.....

	16 mm	XXVIII 1.82^{\dagger} 0.14		0 14 1 54		2.10	М	1,92
	10 11111	ΛΛΥΠΙ	1,02	0,14	1,34	2,10	F	1,76
4 F	20 mm	VVIV	1.67	0.10	1 47	1.86	М	1,69
412	20 11111	ΛΛΙΛ	1,07	0,10	1,47	1,00	F	1,65
	24 mm	XXX	1 66	0.11	1.45	1.88	М	1,68
	24 11111	ΜΜ	1,00	0,11	1,45	1,00	F	1,65
	1 mm	XXXI	3 71	0.20	3 32	A 11	М	4,07
	1 11111	MMM	5,71	0,20	5,52	4,11	F	3,49
	8 mm	XXXII	3 20	0.16	2 97	3,62	М	3,75
			3,29	0,10	2,97		F	3,01
	12 mm	VVVIII	2,35	0.13	2.00	2.60	М	2,48
6E	12 11111	лллш		0,15	2,09	2,00	F	2,26
0E	16 mm	VVVIV	2.12	0.12	1.80	2 20	М	2,43
	10 11111	ΛΛΛΙΥ	2,15	0,15	1,89	2,30	F	1,95
	20 mm	VVVV	1.09	0.11	176	2 20	М	2,19
	20 11111	ΛΛΛΥ	1,98	0,11	1,70	2,20	F	1,85
	24 mm	VVVUI	2,07	0,13	1,81	0.00	М	2,31
	2 4 IIIII	ΛΛΛ ΫΙ				2,33	F	1,92

Cont. Tabela 13. - Média da espessura da mucosa em todos os pontos mensurados.

[†] - Diferença significativa entre faixa etária; Valor de P significativo < 0,05.

O valor médio geral da espessura da mucosa foi de 2,16 mm (\pm 1,25) e o da espessura óssea foi de 3,66 (\pm 2,40). A média de ambas as espessuras, bem como a espessura total, para cada região a ser considerada está listada na Tabela 14.

Distância da SPM	Distância do forame incisivo	Ponto	Média Mucosa (mm)	Média Osso (mm)	Espessura total média (mm)
	4 mm	Ι	3,97	7,58	11,56
	8 mm	II	3,42	3,83	7,25
6D	12 mm	III	2,57	2,41	4,98
0D	16 mm	IV	2,21	2,01	4,22
	20 mm	V	2,05	1,77	3,82
	24 mm	VI	2,03	1,60	3,63
	4 mm	VII	3,08	7,00	10,08
	8 mm	VIII	2,39	3,82	6,21
4D	12 mm	IX	1,97	2,65	4,62
4D	16 mm	X	1,72	2,35	4,08
	20 mm	XI	1,59	2,31	3,91
	24 mm	XII	1,73	2,18	3,91
	4 mm	XIII	2,61	6,81	9,43
2D	8 mm	XIV	1,93	4,72	6,65
	12 mm	XV	1,69	3,59	5,29

Tabela 14 - Espessura de mucosa e osso para cada ponto mensurado

	16 mm	XVI	1,53	3,47	5,01
2D	20 mm	XVII	1,39	3,76	5,15
	24 mm	XVIII	1,46	3,83	5,29
	4 mm	XIX	2,44	6,82	9,26
	8 mm	XX	1,94	4,59	6,54
2 E	12 mm	XXI	1,58	3,62	5,20
2E	16 mm	XXII	1,55	3,49	5,04
	20 mm	XXIII	1,39	3,77	5,16
	24 mm	XXIV	1,45	3,96	5,41
	4 mm	XXV	2,82	6,90	9,73
	8 mm	XXVI	2,53	3,80	6,33
415	12 mm	XXVII	1,97	2,62	4,58
4 E	16 mm	XXVIII	1,82	2,41	4,23
	20 mm	XXIX	1,67	2,37	4,04
	24 mm	XXX	1,66	2,30	3,96
	4 mm	XXXI	3,71	7,47	11,19
	8 mm	XXXII	3,29	3,81	7,10
6E	12 mm	XXXIII	2,35	2,47	4,82
UL	16 mm	XXXIV	2,13	2,02	4,16
	20 mm	XXXV	1,98	1,86	3,84
	24 mm	XXXVI	2,07	1,63	3,70

Cont. Tabela 14 - Espessura de mucosa e osso para cada ponto mensurado

Em uma análise mais ampla da influência dos fatores biológicos (idade, gênero, distância do forâme incisivo, distância da SPM, hemi-arcadas e espessura óssea) na espessura da mucosa, o modelo de regressão linear obtido (Tab. 15) revelou influência significativa (P<0,05) do gênero (masculino +), idade (-), distância do FI (-), distância da SPM (+). A influência da distância da SPM teve efeito quadrático, ou seja, para incluir o valor da variável independe na função é necessário elevá-lo ao quadrado. Não foi observada influência significativa quanto à hemi-arcada e a espessura óssea (P>0,05).

$n=2340$ $R^2=0,30$									
Variável	Grupo	Coef.	SE	Valor de t	P > t				
Sexo		0,08	0,02	4,32	0,000				
Idade (grupo)	1 (G2)	- 0,07	0,02	- 3,21	0,001				
Dist.do FI	8	- 0,21	0,04	- 5,65	0,000				
	12	- 0,47	0,04	- 11,56	0,000				
	16	- 0,57	0,04	- 13,92	0,000				
	20	- 0,66	0,04	- 16,10	0,000				
	24	- 0,66	0,04	- 16,06	0,000				
Dist.da SPM (^2)	4	0,18	0,02	7,27	0,000				
	6	0,41	0,02	16,91	0,000				
Espessura Óssea		- 0,005	0,006	- 0,92	0,358				
Hemi-arcada		- 0,01	0,02	- 0,61	0,544				
Constante		0,91	0,06	15,99	0,000				

Tabela 15 – Modelo de regressão linear para espessura de tecido mole em região paramediana.

* Valor de P significativo < 0,05.

Para avaliar a inclusão das variáveis no modelo, foi comprovada a não colinearidade das mesmas ao obter fator de inflação de variância (VIF) médio de 1,45. Os valores elevados de VIF (>4) indicam correlação das variáveis preditora, podendo aumentar a variância dos coeficientes de regressão tornando-os instáveis e difíceis de interpretar.

De modo generalista, o modelo pode ser descrito da seguinte forma:

 $ln(esp.mucosa+0,01) = 0.87 + 0.08*sexocod - 0.07*idadecod - 0.03*vertical + 0.1*horizontal^{2}$

sendo:

Sexocod = 0 (feminino) e 1 (masculino);

Idadecod = 0 (G1) e 1 (G2);

Vertical = 4, 8, 12, 16, 20 e 24;

Horizontal² = 4 (2mm), 16 (4mm), 32 (8mm).

Para melhor visualização das médias encontradas, os resultados foram dispostos na Figura 31, considerando que existe semelhança estatística entre os lados direito e esquerdo.



Figura 31 – Figura esquemática com a média dos resultados obtidos de espessura do tecido ósseo para cada ponto, desconsiderando a hemi-maxila (direita e esquerda).

6.3. Análise da influência do diâmetro e comprimento do mini-implante quando submetidos a cargas de expansão

Todos os resultados foram avaliados em corte, no longo eixo do MI, de modo que o eixo X (eixo de aplicação da carga) tenha orientação positiva de esquerda para direita. Foram eleitas algumas regiões para mensurações pontuais e permitir comparação entre os modelos, como descrito na Fig. 20 (Cap.5 - Metodologia).

Em um primeiro momento foi avaliado a influência do tipo de contato considerado para a interface osso/MI (Modelo 1 e 2). O efeito previstos no MI, quando aplicado 2 N na cabeça

do MI (1,6 mm x 5 mm), foi um aumento médio de 140% na tensão equivalente quando considerado o atrito (coef. 0,3) nessa interface. O pico da tensão equivalente prevista aumentou em 69,6% (Fig. 32 e Tabela 16). A região com maior variação foi o terço apical do MI, porém na região de contato com a superfície cortical teve acréscimo entre 10 e 100%.



Figura 32 – Tensão equivalente prevista para o mini-implante (1,6 mm x 5 mm) quando aplicados 2 N no sentido X (eixo vermelho), direção positiva. Em A, interface osso/MI colada – Modelo1; em B, contato com atrito – Modelo 2.

Apesar de não ser o resultado mais indicado para o tecido ósseo e ser mais bem aplicado a materiais dúcteis, a tensão equivalente foi avaliada para os dois pontos na superfície superior do osso cortical (ponto 1 e 5) com o objetivo de permitir uma melhor comparação com a literatura. Comparando os modelos 1 e 2, foi observado uma redução de em média 44,7% (Fig. 33) quando empregado o atrito. Além de alterar visivelmente a destruição das tensões. O ponto 1, lado esquerdo do MI apresentou queda do pico de tensão de 18 MPa para 4 MPa; o ponto 5, interface comprimida, passou de 20 MPa para 18 MPa.

Donto	Tensão equiv	Variação (%)	
Polito	Modelo1 Modelo 2		
1	33,876	37,889	11,8
2	24,769	32,362	30,7
3	20,052	41,531	107,1
4	14,013	24,382	74
5	41,026	26,304	-35,9
6	30,429	23,372	-23,2
7	18,849	20,751	10,1
8	19,57	29,461	50,5
9	14,223	33,104	132,7
10	16,511	25,325	53,4
11	8,287	44,296	434,5
18	19,113	33,271	74,1
19	12,8	19,849	55,1
20	20,884	34,758	66,4
21	12,94	28,809	122,6
22	6,996	31,863	355,4
23	0,895	8,6772	869,5
Máxima	58,298	98,891	69,6
Mínima	0,001	0,001	0

Tabela 16 – Resumo dos resultados obtidos para os pontos avalidos quanto à tensão equivalente para os modelos 1 e 2.



Figura 33 – Tensão equivalente prevista para o osso cortical quando aplicado 2 N no sentido X (eixo vermelho), direção positiva. Em A, interface osso/MI colada – Modelo1; em B, contato com atrito – Modelo 2.

Para a deformação máxima principal, foi previsto uma redução média de 50,6% para esses mesmos pontos (ponto 1 e 5). Porém, quando considerados todos os pontos mensurados do osso cortical na interface entre osso/MI, foi previsto um aumento médio de 10,7%; o ponto com maior deformação prevista atingiu 391 μ E (ponto 5). O pico máximo da deformação 72

principal apresentou um aumentou de 134,8% (Figura 30). Os valores e as variações obtidas entre os dois modelos estão resumidos na Tabela 17.



Figura 34 – Máxima deformação principal prevista para o osso quando aplicado 2 N no sentido X (eixo vermelho), direção positiva. Em A, interface osso/MI colada – Modelo1; em B, contato com atrito – Modelo 2.

	Tensão E	quivalente		
Ponto	Osso Cort	ical (MPa)	Variação (%)	
	Modelo 1	Modelo 2		
1	18,5	4,3	-76,8	
5	20,1	17,6	-12,6	
Máxima	41,3	79,6	92,8	
	Deform. N	Iáx. Princ.		
	Osso	(3 µ)		
1	1778	374	-78,9	
2	461	207	-55,1	
3	246	81,9	-66,7	
4	159	226	42,4	
5	503	391	-22,3	
6	81,3	213	162,3	
7	59,2	111	87,1	
8	205	240	16,8	
Máxima	2745	6445	134,8	

Tabela 17 – Resumo dos resultados obtidos para os pontos avalidos quanto a tens	são
equivalente e deformação máxima principal no osso para os modelos 1 e 2.	

Como a instalação dos MIs precisa respeitar valores adequados de torque, foi avaliado no Modelo 3 qual o comportamento biomecânico quando um valor de torque (10 Ncm) é aplicado em um MI de 1,6 x 5 mm.

A tensão equivalente apresentou distribuição radial no corpo do MI, com maior concentração de tensão na região de roscas expostas, picos de ~637 MPa na região da primeira rosca em contato com o osso e reduzindo em direção ao ápice do MI (Fig. 35). Em relação ao osso no qual o MI está inserido, foi avaliada somente a deformação máxima principal (para permitir a correlação dos resultados com a Lei de Wolff). As deformações atingiram valores entre 600 e 1100 μ E (0,006 e 0,011 E) nas superfícies planas do corpo do MI. A distribuição das mesmas foi similar em toda a extensão próxima ao MI, com picos mais elevados somentes nas arestas das roscas (aprox. 65000 μ E). As deformações previstas para a camada de osso cortical inferior foram bem próximas de zero (Fig. 36).



Figura 35 – Tensão equivalente prevista para o mini-implante (1,6 mm x 5 mm) quando aplicado torque de instalação (momento sentido horário de 10 Ncm).



Figura 36 – Deformação máxima principal (E) prevista para osso cortical e trabecular (Modelo 3) quando aplicado torque de instalação (momento sentido horário de 10 Ncm).

A comparação da influência do diâmetro e do comprimento do MI para cargas de expansão (deslocamento 0,125 mm) foi realizada por meio da análise dos modelos 4, 5, 6 e 7. A distribuição de tensões equivalentes no MI teve maior concentração na região próxima a interface com o osso e distribuídas ao longo do MI (Fig. 37). Quando comparada com a tensão equivalente prevista para cargas ortodônticas (2N), o acréscimo foi de aproximadamente 10 vezes (Tabela 18).



Figura 37 - Tensão equivalente (MPa) prevista para o mini-implante quando aplicado deslomento de 0,125 mm no aparelho disjuntor. Em A, Modelo 4 – MI 1,6 mm x 5 mm; B, Modelo 5 – MI 1,6 mm x 7 mm; C, Modelo 6 – MI 2 mm x 5 mm; D, Modelo 7 – MI 2 mm x 7 mm).

Tais valores obtidos foram resumidos (Tabela 19) e comparados por análise estatística, pelo teste não paramétrico de Kolmogorov-Smirnov, quanto ao comprimento, diâmetro e carga. Apesar da média da tensão equivalente de todos os pontos avaliados ter descrescido com o aumento do diâmetro e/ou do comprimento, foi observada diferença estatística apenas entre o tipo de carga e o comprimento do MI (p<0,05). No entanto, quando avaliada a influência do diâmetro e do comprimento apenas nos pontos com interface com o osso cortical, foi observada redução significativa tanto para o acréscimo do diâmetro, quanto do comprimento (p<0,05).

Modelo		2	4	5	6	7
MI		1,6 x 5	1,6 x 5	1,6 x 7	2 x 5	2 x 7
Composito		2 N	0,125	0,125	0,125	0,125
Call	egamento	2 1	mm	mm	mm	mm
Ponto	Região/ Interface		Tensão Equivalente MI (MPa)			
1		38	347	400,5	261,3	278,6
2	Cortical	32,4	318	408,4	293,7	307,6
3	Fsquerdo	41,5	400,2	195	243,3	231,9
4	Lsqueido	24,4	267,8	258,8	240,7	185,6
5	Cortical	26,3	425,2	449,6	287,8	421,4
6	Superior	23,3	276	187,4	171,4	155
7	Direito	20,7	200,6	254	192,7	172,5
8		29,5	300,09	138,1	224,5	137,4
9		33,1	326,1	157,2	267,6	158,6
10		25,3	261,2	189,7	304,3	176,7
11	Trabecular	44,3	429,4	165,7	340,2	192,4
12	Esquerdo			265,7		241,7
13				227,4		252,7
14				289,7		280,6
15				296,8		319,9
16	Cortical			78,6		212,3
17	Inferior Esquerdo			84,4		129,5
18		33,3	280,7	187,6	188,6	129,2
19		19,9	209,8	180,7	191,1	146
20		34,8	362,6	154	262,4	132,8
21	T	28,8	288,5	136,3	286,2	173,4
22	I rabecular Diroito	31,8	332	190,8	219	171,8
23	Difeito	8,67	94,3	177,5	146,8	220
24				251,5		257,7
25				240,5		287,5
26				288,3		367,6
27	Cortical Inferior Direito			162,5		140,5
Máxima		99	2022	3662	1086	679
Mínima		0,001	0,085	0,091	0,072	0,009

Tabela 18 - Tensão equivalente prevista para o mini-implante quando aplicado deslocamento de 0,125 mm no aparelho disjuntor.

Modelo	Tensão Equivalente Média (MPa)	Desvio Padrão	Tensão Equivalente Mínima (MPa)	Tensão Equivalente Máxima (MPa)
4 (1.6 x 5)	301,1	84,6	94,4	429,4
5 (1.6 x 7)	242,4	52,7	146,8	340,2
6 (2 x 5)	222,8	91,3	78,5	449,6
7 (2 x 7)	217,8	77,5	129,1	421,4

Tabela 19 – Média da tensão equivalente prevista para o mini-implante quando aplicado deslocamento de 0,125 mm no aparelho disjuntor.

Quando avaliada a deformação máxima principal para os modelos com atrito na interface osso/MI (Figura 38), pode-se observar o aumento médio de 7,5 vezes da deformação no osso cortical e trabecular quando impostos o carregamento referente à ERM, em relação a carga ortodôntica. Pode-se notar que há uma maior de concentração de deformações no osso cortical superior à direita do MI e do osso trabecular à esquerda do MI. Evidenciando como o esforço aplicado promove uma flexão do MI dentro do osso graças ao tipo de contato considerado.

Desconsiderando os picos máximos previstos, pois podem ter maior influência do erro pelo tamanho reduzido da superfície de contato na extremidade das roscas do MI, os valores obtidos nos pontos avaliados não superaram 400 μ E quando aplicada carga ortodôntica de 2N. Quando aplicados esforços do parafuso expansor, para uma ativação, foram previstos picos na ordem de 6000 μ E, o qual reduziu com o aumento do para um modelo com MI de diâmetro e comprimento superior (Modelo 7). Todos os valores comparados estão descritos na Tabela 20.



Figura 38 – Deformação máxima principal prevista para o osso trabecular e cortical. Em A, Modelo 2 – MI 1,6 mm x 5 mm; B, Modelo 4 – MI 1,6 mm x 5 mm; C, Modelo 5 – MI 1,6 mm x 7 mm; D, Modelo 6 – MI 2 mm x 5 mm; E, Modelo 7 – MI 2 mm x 7 mm.

Modelo		2	4	5	6	7	
	MI	1,6 x 5	1,6 x 5	1,6 x 7	2 x 5	2 x 7	
Carre	gamento	2 N	0,125	0,125	0,125	0,125	
Carreg	gamento	2 1	mm	mm	mm	mm	
			DEFORM. MÁX. PRINC. (με)				
1		374	3660	3890	3757	3403	
2		207	1680	1535	2369	1700,5	
3		82	430	156	1295	524	
4		226	1120	662	1950	93,8	
5	Cortical	391	6030	4327	4712	2979	
6		213	2210	2247	3515	2846	
7		111	1060	1692	1592	2225	
8		240	1430	1526	1592	2048	
Máxima		6445	44710	41630	43817	3055	
TENSÃO MAX PRINC (MPa)							
Máxima		37,5	517	442,1	298,7	220,2	
TENSÃO MIN PRINC (MPa)							
Mínima		-78	-642,4	-429,5	-677,4	-319,8	

Tabela 20 – Deformação máxima principal e tensão máxima e mínima principal prevista para o osso trabecular e cortical.

Para comparar os modelos 4, 5, 6 e 7 foi utilizado o Teste T de Student e não foi observada diferença estatística entres os modelos. Porém os menores valores previstos foram para o Modelo 7.

Foram obtidos também os resultados para a tensão mínima e máxima principal para todos os modelos que consideraram o atrito na interface osso/MI (Figura 39 e 40). Em relação à tensão mínima, os picos de tensão previstos foram entre -10 e -50 MPa, para esforços ortodônticos no osso cortical superior à direita de MI (Modelo 2). Para os demais modelos os picos previstos foram acima de -200 MPa, com maiores valores para os MIs de menor comprimento (~ -600 MPa). Os MIs com 7 mm de comprimento, possuem ancoragem cortical no ápice do MI e apresentaram os menores picos de tensão mínima principal.



Figura 39 – Tensão mínima principal prevista para o osso trabecular e cortical. Em A, Modelo 2 - MI 1,6 mm x 5 mm; B, Modelo 4 – MI 1,6 mm x 5 mm; C, Modelo 5 – MI 1,6 mm x 7 mm; D, Modelo 6 – MI 2 mm x 5 mm; E, Modelo 7 – MI 2 mm x 7 mm.

Em relação à tensão máxima principal, os picos de tensão previstos foram entre 5 e 20 MPa para esforços ortodônticos no osso cortical superior (Modelo 2). Para dos demais modelos os picos previstos foram acima de 10 MPa somente no osso cortical, com os maiores valores para os modelos com MI de menor comprimento (~ 500 MPa). Os MI's com 7 mm de comprimento, possuem ancoragem cortical no ápice do MI e apresentaram os menores picos de tensão máxima principal (Figura 40).



Figura 40 – Tensão máxima principal prevista para o osso trabecular e cortical. Em A, Modelo 2 - MI 1,6 mm x 5 mm; B, Modelo 4 – MI 1,6 mm x 5 mm; C, Modelo 5 – MI 1,6 mm x 7 mm; D, Modelo 6 – MI 2 mm x 5 mm; E, Modelo 7 – MI 2 mm x 7 mm.

O deslocamento médio da cabeça dos MI's depois de aplicado o deslocamento de 0,125 mm na base de acrílico pelo disjuntor foi avaliado a partir de 3 pontos na aresta em destaque na Figura 41. O menor deslocamento previsto foi para o MI de 2x7 mm, 0,04 mm, representando menor flexão dentre os modelos avaliados.



Figura 41– Deslocamento previsto (mm) para o MI quando aplicado deslocamento referente a 1 ativação do disjuntor (0,125 mm) no sentido X (eixo vermelho), direção positiva. No topo de cada MI estão os valores médios descritos para cada modelo na região de destaque (tracejado vermelho). Em A, modelo 4 (MI 1,6x5); em B, modelo 5 (MI 1,6x7); em C, modelo 6 (MI 2x5); em D, modelo 7 (MI 2x7).

6.4. Análise computacional dos ossos da face durante expansão rápida da maxila com diferentes locais para apoio do disjuntor osseossuportado

Os resultados obtidos para cada modelo foram avaliados em relação ao deslocamento no eixo do carregamento (eixo X) e os modelos estão expostos nas suas totalidades na Figura 42. Pode-se observar um padrão semelhante de afastamento do aparelho disjuntor e da arcada dentária para os 3 tipos de apoio ósseo, quando a SPM foi considerada ausente. Quando a mesma foi considerada com módulo de elasticidade equivalente ao tecido conjuntivo (1 MPa), os padrão de afastamento não foram semelhantes e serão melhores descritos posteriormente.



Figura 42 – Deslocamento previsto (mm) quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Foram avaliados modelos sem a SPM (A, B e C) e com SPM (D, E e F) e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A e D), anterior (B e E) e no rebordo alveolar palatino (C e F).

Os deslocamentos obtidos foram avaliados separadamente o efeito dentário e o esquelético. Para o efeito dentário foram avaliados em corte, no plano frontal, de modo que o eixo X (eixo de aplicação da carga). As regiões utilizadas para mensurações com o objetivo de permitir comparação entre os modelos foram descritas no capítulo de Metodologia.

Foi observado que, quando a SPM foi desconsiderada, o deslocamento das coras dentárias dos 1^{os} pré-molares e molares para vestibular (no sentido do corregamento) foi maior com o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior (Figura 43 e 44). O mesmo padrão foi observado para o rebordo alveolar (apoio em rebordo >simétrico>anterior). Foi mensurado, também, o deslocamento apical da raíz palatina do primeiro molar (Fig. 45) com o objetivo de obter a inclinação relativa do molar (deslocamento 84

da coroa - deslocamento da raiz). Os resultados, também apresentados na Tabela 21, mostraram maior inclinação do molar prevista para o aparelho com apoio no rebordo

.



Figura 43 – Deslocamento previsto (mm) para corte em região de primeiro pré-molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos sem a SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

Figura 44 – Deslocamento previsto (mm) para corte em região de primeiro molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos sem a SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

Figura 45 – Deslocamento previsto (mm) para raíz palatina do primeiro molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos sem a SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

	Apoio simétrico Sutura Ausente	Apoio anterior Sutura Ausente	Apoio rebordo Sutura Ausente
Coroa 1º pré	4,06	3,81	4,48
Coroa 1º molar	3,83	3,55	4,2
Raiz Palatina 1º molar	2,78	2,49	2,88
Inclinação do 1º molar (coroa-raiz)	1,05	1,06	1,32

Tabela 21 - Deslocamento vestibular mensurado na face vestibular da coroa do primeiro pré-molar e do primeiro molar e no ápice da raíz palatina do primeiro molar (inclinação relativa do molar = deslocamento da coroa - deslocamento da raiz).

Foi observado que, quando a SPM foi considerada (E = 1 MPa), o deslocamento das coras dentárias dos 1^{os} pré-molares e molares para vestibular (no sentido do carregamento) foi maior com o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior (Figura 46 e 47). O mesmo padrão foi observado para o rebordo alveolar (apoio em rebordo >simétrico>anterior). Foi mensurado, também, o deslocamento apical da raíz palatina do primeiro molar (Figura 48) com o objetivo de obter a inclinação relativa do molar (deslocamento da coroa - deslocamento da raiz). Os resultados, também apresentados na Tabela 22, mostraram maior inclinação do molar prevista para o aparelho com apoio no rebordo.

Figura 46 – Deslocamento previsto (mm) para corte em região de primeiro pré-molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos com SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

Figura 47 – Deslocamento previsto (mm) para corte em região de primeiro molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos com SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

Figura 48 – Deslocamento previsto (mm) para raíz palatina do primeiro molar, quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm). Modelos com SPM e com diferentes locais de instalação do suporte ósseo: simétrico (A), anterior (B) e no rebordo alveolar palatino (C).

	Apoio simétrico Sutura 1 MPa	Apoio anterior Sutura 1 MPa	Apoio rebordo Sutura 1 MPa
Coroa 1º pré	1,73	1,24	2,91
Coroa 1º molar	1,78	1,23	3,03
Raiz Palatina 1º molar	1,23	0,83	1,88
Inclinação do 1º molar (coroa-raiz)	0,55	0,4	1,15

Tabela 22 - Deslocamento vestibular (mm) mensurado na face vestibular da coroa do primeiro pré-molar e do primeiro molar e no ápice da raíz palatina do primeiro molar (inclinação relativa do molar = deslocamento da coroa - deslocamento da raiz).

Em relação à abertura da SPM, o deslocamento também foi maior para o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior em ambas as variações de SPM consideradas nos modelos. Porém, quando a SPM foi considera presente, o disjuntor apoiado em rebordo apresentou uma diferença mais acentuada em relação aos demais (Tabela 23).

Em todos os casos, sem SPM, os padrões de abertura foram em forma de "V", com maior deslocamento previsto para a regiõ anterior, descrencendo para posterior. No entanto, quando considera a SPM, somente o apoio simétrico manteve um discreto acréscimo do afastamento das bases ósseas para posterior. Os modelos com apoio anterior e médio apresentaram deslocamentos maiores na região anterior, com leve redução para posterior.

Todas as variáveis obtidas nessa análise estão tabeladas na Figura 45, onde fica evidente a diferença entre os resultados obtidos com modelos que consideraram, ou não, a SPM. Assim como, os maiores valores de deslocamentos obtidos quando o disjuntor teve apoio em rebordo, para todas as variáveis avaliadas.
Tabela 23 - Deslocamento vestibular (mm) mensurado na face vestibular da coroa do primeiro pré-molar e do primeiro molar e no ápice da raíz palatina do primeiro molar (inclinação relativa do molar = deslocamento da coroa – deslocamento da raiz) - Deslocamento aplicado no modelo = 3,75mm.

	Apoio simétrico / Sutura Ausente	Apoio anterior / Sutura Ausente	Apoio rebordo / Sutura Ausente	Apoio simétrico / Sutura 1MPa	Apoio anterior / Sutura 1MPa	Apoio rebordo / Sutura 1MPa
SPM ant	4,06	3,82	4,46	1,29	1,05	2,21
SPM med	3,47	3,19	3,7	1,34	0,97	1,97
SPM post	2,94	2,65	3,08	1,41	0,98	1,89



Figura 49 – Deslocamentos previstos (mm) para todos os modelos analisados quando aplicado deslocamento referente a 30 ativações do disjuntor (3,75 mm).

7. DISCUSSÃO

A viabilidade do aparelho disjuntor palatino suportado por MI depende diretamente da disponibilidade óssea para a manutenção da estabilidade do mesmo durante a ERM. Esta afirmação ocorre pelo fato de que a falta de espessura óssea adequada no local de instalação do MI pode comprometer a área de superfície osso-implante, e com isso a estabilidade, e representam um risco de perfuração do canal incisivo, raízes dentárias ou cavidade nasal (WEHRBEIN *et al.*,1996). De tal forma, o conhecimento e a avaliação adequada da altura óssea vertical do osso palatino é de suma importância.

Além desses fatores biológicos, outros fatores biomecânicos merecem ser considerados, como a resistência do MI e do osso circunjacente para o carregamento aplicado e a influência da localização dos MI's nos resultados esperados.

Espessura óssea da região paramediana do palato

Neste estudo, avaliamos óssea espessura da área palatina mediana e paramediana à SPM de 273 pacientes para investigar a adequabilidade destas regiões para a instalação de MI's. Alguns estudos anteriores revelam informações sobre a qualidade e espessura óssea da região, porém o tamanho de amostra foi limitado ou com pequena faixa etária (BERNHART *et al.*, 2000; KANG *et al.*, 2007; FARNSWORTH *et al.*, 2011). Por se tratar de uma região pouco estudada e com a grande variação inter-indivíduos das estruturas anatômicas, propõer-se uma avaliação, tanto com grupo amostral, quanto faixa etária bastante amplos.

De acordo com os resultados apresentados (Tab. 9), a maior média encontrada foi de 7,48 mm no ponto I (a 6 mm da SPM e 4 mm do FI) e a menor média foi de 1,46 mm (a 6 mm da SPM e 24 mm do FI). Os valores foram decrescentes de anterior para posterior em todos os pontos equidistantes da SPM (2, 4 e 6 mm). Notavelmente, foi observado que grande variação da espessura em todos os locais, no entanto a maior variação da espessura está na região anterior (pontos I, VII, XIII, XIX, XXV e XXI), onde também foram encontradas as maiores médias.

Essa grande variação individual também foi encontrada em estudo realizado com 22 pacientes (BERNHART et al., 2000) em que o volume ósseo vertical foi medido perpendicularmente ao palato, e os valores máximos e mínimos foram de 7,88 e 3,15 mm. Para a região palatina mediana, o valor médio de espessura óssea encontrado por um estudo com 20 pacientes (COSTA, PASTA E BERGAMASCHI, 2005) foi de 5,81 mm (4,2-7,3 mm).

O modelo de regressão linear apresentado (Tabela 10) revelou influência significativa do gênero (masculino +), idade (reduzindo com o aumento da faixa etária), distância do FI (reduzindo com o aumento da distância), distância da SPM (reduzindo com o aumento da distância). Não foi observada influência significativa (P>0,05) quanto à hemi-arcada (direito/esquerdo), dado este que corrobora com outros estudos (KANG *et al.*, 2007; NISHII *et al.*, 2014). O modelo mostrou redução da espessura óssea à medida que o ponto se afasta da linha mediana ou da região anterior, e a taxa de redução aumentou com o distanciamento da SPM (Tabela 11). Porém, para o distanciamento mínimo proposto do FI (4 mm), ocorreu um aumento significativo (P<0,05) da espessura com o afastamento da SPM.

Os presentes resultados discordam de um estudo da literatura que não identificou associação entre idade e volume ósseo (BERNHART *et al.*, 2000) porém o mesmo possuiu pequeno número amostral ou variação etária relativamente reduzida. Ryu *et al.* (2012), com um grupo amostral maior porém baixa amplitude etária em relação ao presente estudo, avaliaram a quantidade óssea palatina de 118 pacientes e foi encontrado, ao contrário deste trabalho, que a dentição mista precoce possui espessura óssea menor que os demais grupos (P < 0,001).

O mesmo se aplica para ao dimorfismo entre os gêneros (STOCKMANN *et al.*, 2009; RYU *et al.*, 2012). Porém, tais resultados também não são constantes. Em 2007, Kang *et al.* também avaliaram a espessura do palato em 18 pacientes, não foram encontradas diferenças significativas entre o lado direito e esquerdo, mas houve diferença significativa entre gêneros, sendo que os homens apresentaram valores máximos, mínimos e médios maiores. Resultado similar foi encontrado por Nishii *et al.* (2014), que ao analizarem 160 exames apontaram uma diferença significativa na espessura palatina entre os sexos. Os homens apresentaram um acréscimo na espessura de 0,5 e 1 mm na região mediana e paramediana, respectivamente. No caso de dispositivos instalados na região mediana anterior, o risco presente é a eventual falta de altura óssea vertical no palato pela presença do canal incisivo (WEHRBEIN *et al.*,1996). A falta de osso na área do canal incisivo poderia contribuir para a perda de estabilidade do mini-implante antes do término da mecânica utilizada (STOCKMANN *et al.*,2009)

Com base no presente estudo pode-se reafirmar a viabilidade do palato como um local para a instalação de dispositivos de ancoragem. No entanto, uma correta avaliação do osso disponível nessa região se faz necessária para a correta determinação do comprimento do dispositivo a ser instalado, evitando a comunicação com o a cavidade nasal. Deve-se também ter o devido cuidado com a espessura óssea da região que receberá o dispositivo de ancoragem ser instalada a fim de evitar a perda do implante por fratura da cortical óssea (SCHIEL *et al.*,1996).

Espessura óssea e de tecido mole da região paramediana do palato

Poucos estudos abordam a espessura da mucosa palatina e, por tal razão, foi acrescida a mensuração da espessura de tecido mole para cada um dos 36 pontos avaliados. Como aparelhos disjuntores com a finalidade de ERM são mais utilizados em pacientes jovens, as mensurações foram realizadas apenas nos grupos mais jovens (< 25 anos). Após criteriosa avaliação das imagens de TCCB de 65 pacientes, pode-se observar a menor espessura média de mucosa (1,39 mm) encontrava-se nos pontos XVII e XXIII, equidistantes 2 mm da SPM e distantes 20 mm do FI (Tabela 13). A maior média da espessura (3,97 mm) foi observada na região anterior, a 6 mm da SPM e a 4 mm do FI, no ponto I. O valor médio geral da espessura da mucosa foi de 2,16 mm (\pm 1,25) e o da espessura óssea foi de 3,66 mm (+ 2,40). Os resultados foram similares aos apresentados por estudo realizado, clinicamente e por meio de TC, em 20 pacientes (homens), entre 20 e 40 anos de idade (COSTA, PASTA E BERGAMASCHI, 2005). A espessura média de mucosa foi de 3,38 mm (2,8 - 4,2 mm), na pré-maxila e de 3,06 mm (2,3 - 3,8 mm), para a região palatina mediana. A pequena variação apresentada entre os estudos pode ser justiçada pela diferença na faixa etária e pelo falo que a amostra era composta unicamente pelo gênero masculino.

A maior variação da espessura da mucosa está na região anterior (pontos I, VII, XIII, XIX, XXV e XXI), onde também foram encontradas as maiores médias. Após comparação ponto a ponto, não foi observada diferença significativa entre os sexos. Porém, em relação ao grupo etário, foram encontradas diferenças significativas nos pontos IV, V, XI, XII, XX, XXVIII e XXXIV. Em todos os casos a maior média pertenceu ao grupo mais jovem (<15 anos), exceto o ponto XX.

De acordo com o modelo de regressão linear obtido (Tab. 15), alguns fatores biológicos revelaram influência significativa (P<0,05) na espessura da mucosa, entre eles: gênero (masculino +), idade (-), distância do FI (-), distância da SPM (+). A influência da distância da SPM teve efeito quadrático. Porém, não foi observada influência significativa quanto à hemi-arcada e a espessura óssea (P>0,05). Tais resultados são inovadores na literatura atual.

Totalizando espessura encontrada, a média está entre 2,17 a 9,47 mm, considerando que os MI disponíveis no mercado chegam a até 13 mm de comprimento, o clínico precisa estar atento para não ultrapassar limites anatômicos e assegurar uma boa relação osso/implante para manter a estabilidade necessária para o tratamento.

Influência do diâmetro e comprimento do mini-implante quando submetido a cargas de expansão

A literatura é bastante positiva quanto ao uso de MI para ancoragem esquelética (SEBBAR *et al.*, 2012), apresenta altos índices de sucesso (MOTOYOSHI *et al.*, 2006; LEE *et al.*, 2010; MELO *et al.*, 2010) e coloca a estabilidade inicial como primordial para o carregamento imediato na ortodontia (OKAZAKI *et al.*, 2008). No entanto, quando aplicada para a ERM, os estudos são raros.

Com propósito de justificar o tipo de contato adequado para os modelos avaliados e validar o modelo de EF, foram submetidas à mesma carga ortodôntica (2 N), aplicada na cabeça do MI (1,6 mm x 5 mm) e alterando apenas o contato entre ausente (colado) ou com atrito (coeficiente de 0,3), modelo 1 e 2 respectivamente. Os resultados precisaram quais seriam as diferenças, já esperadas, obtidas caso algum erro de critério fosse adotado nas análises. Foi obtido um aumento médio de 140% na tensão

equivalente, quando considerado o atrito (coef. 0,3) na interface. A região com maior variação foi o terço apical do MI, porém na região de contato com a superfície cortical teve acréscimo entre 10 e 100%.

Esse parâmetro também apresentou influência na tensão equivalente prevista para a superfície superior do osso cortical (ponto 1 e 5), foi observado uma redução de em média 44,7% quando considerado o atrito, além de alterar visivelmente a destruição das tensões. Huang et al. (2008) em estudo semelhante, observou um aumento da tensão no osso de 28% a 63% para tal alteração no contato. O lado esquerdo do MI do presente estudo, face oposta a que resiste a aplicação da carga, apresentou queda do pico de tensão de 18 MPa para 4 MPa. Para a deformação máxima principal (tração), foi previsto uma redução média de 50,6% para esses mesmos pontos (ponto 1 e 5). Estes dados são justificados pelo fato que o contato do tipo colado cria nessa região uma tensão de tração. O mesmo não ocorre no contato com atrito, pois as superfícies são livres para se afastar uma da outra. Porém, na interface que está sofrendo compressão, os esforços aumentam, o que foi comprovado pelo aumento médio de 10,7%, quando considerados todos os pontos mensurados do osso cortical na interface entre osso/MI, e pelo aumentou de 134,8% do pico máximo da deformação principal. Esses dados coincidem com os de estudo utilizando técnica fotoelástica e método de EF (GRACCO et al., 2009), em que o modelo numérico previu valores decrescentes dos picos das tensões de von Mises, no osso cortical e esponjoso, ao aumentar os níveis de osseointegração. Contextualizando, a osseointegração máxima seria o contato colado.

Quando considerado que o MI não estava osseointegrado (presença de atrito na interface osso-implante), os picos de tensão de von Mises variaram entre 20 e 37 MPa nas primeiras roscas do MI inseridas no osso (Tabela 16), valores estes próximos dos observados por estudos semelhantes que previram tensões equivalentes para tal região próximos de 48 MPa (GRACCO *et al.*, 2009) e entre 20,44 e 27,41 MPa (MACHADO, 2014).

O contato ausente entre as superfícies (ou do tipo colado) pode ser mais bem empregado nos casos em que o dispositivo já tenha osseointegrado, ou seja, não é esperada movimentação significativa entre as superfícies. Nos casos dos MI's, como a grande indicação da literatura (URE *et al.*, 2011; ZHANG *et al.*,2011) é para que a aplicação da carga seja imediata, a melhor indicação seria para o uso do contato considerando o

atrito. Nos resultados, pode-se notar que há uma maior de concentração de deformações no osso cortical superior à direita do MI e do osso trabecular à esquerda do MI (Fig. 34, 35 e 36), videnciando como o esforço aplicado promove uma flexão do MI dentro do osso graças ao tipo de contato considerado.

Outro fator relevante ao sucesso clínico dos MI's é o torque de instalação do mesmo. De acordo com os cálculos de risco de perda realizados em estudo clínico (MOTOYOSHI *et al.*, 2006), é mais adequado instalar MI de 1,6 mm de diâmetro com torque entre 5 e 10 Ncm. O Modelo 3 do presente estudo, ao avaliar o comportamento biomecânico do modelo, mostra que quando um MI de 1,6 x 5 mm recebe um torque (aplicado aqui como momento de força) de 10 Ncm, apresentou distribuição radial da tensão equivalente no corpo do MI, com maior concentração de tensão na região das roscas expostas, picos de ~637 MPa na região da primeira rosca em contato com o osso e reduzindo em direção ao ápice do MI. Esta região é conhecida por ser onde ocorrem falhas em ensaios de torção. Conhecendo o limite elástico do material, 881 MPa (dados fornecidos pelo fabricante), o torque aplicado está dentro das capacidades mecânicas no dispositivo.

O torque não é somente importante para o MI, mas também para o osso circundante. O osso próximo a um implante, quando submetido a um carregamento, muda sua forma, e essa mudança pode ser medida como deformação. Assim, quando o estímulo mecânico é muito severo, pode formar tecido fibroso na interface com o implante e resultar em mobilidade clínica (MISCH *et al.*, 2004). A avaliação da deformação óssea máxima principal (para permitir a correlação dos resultados com a Lei de Wolff (FROST, 2003)) do osso no qual o MI está inserido mostrou que, para um torque de 10 Ncm, as deformações atingiram valores entre 600 e 1100 μ E (0,006 e 0,011 E) nas superfícies paralelas ao corpo do MI. A distribuição das mesmas foi similar em toda a extensão próxima ao MI, com picos mais elevados somente nas arestas das roscas (aprox. 65000 μ E). As deformações previstas para a camada de osso cortical inferior foram próximas de zero. Esse dado comprova a necessidade de cautela no torque de instalação do MI, pois valores acima de aprox. 3000 μ E podem promover o acúmulo de micro fraturas sem reparo à mesma velocidade (FROST, 2003).

Após todos os resultados até o momento comprovando a validação do modelo de EF, os modelos seguintes apresentam resultados da aplicação do MI como suporte/fixação

óssea do aparelho disjuntor palatino. Essa avaliação é de suma importância uma vez eu as cargas de expansão atingem valores significativamente maiores que os de carga ortodôntica.

Os MI avaliados (1,6 x 5 mm; 1,6 x 7mm; 2 x 5mm e 2 x 7mm) para cargas de expansão (deslocamento 0,125 mm) apresentaram uma distribuição de tensões equivalentes no MI, com maior concentração na região próxima a interface com o osso, e quando comparada com a tensão equivalente prevista para cargas ortodônticas (2N), o acréscimo foi de aproximadamente 10 vezes. Quando avaliada a deformação máxima principal para os modelos com atrito na interface osso/MI, pode-se observar o aumento médio de 7,5 vezes da deformação no osso cortical e trabecular quando impostos o carregamento referente à ERM, em relação à carga ortodôntica. Tal achado pode levar a crer que cargas de expansão podem gerar diversas zonas que ultrapassem o limiar de remodelação óssea e culminando em instabilidade do MI, caso cuidados com o protocolo de ativação não sejam considerados.

A comparação entre as diferentes dimensões de MI mostrou que, na interface MI-osso cortical, foi observada redução significativa da deformação máxima principal tanto para o acréscimo do diâmetro, quanto do comprimento (P<0,05). Desconsiderando os picos máximos previstos, pois podem ter maior influência do erro pelo tamanho reduzido da superfície de contato na extremidade das roscas do MI, os valores obtidos nos pontos avaliados não superaram 400 μ E quando aplicada carga ortodôntica de 2N. Quando aplicados esforços do parafuso expansor, para uma ativação, foram previstos picos na ordem de 6000 μ E, o qual reduziu com o aumento do para um modelo com MI de diâmetro e comprimento superior. No entanto, mesmo com os menores valores previstos para os de maior comprimento e diâmetro (Modelo 7), não foi observada diferença estatística entres os modelos. Resultados similares foram obtidos por Gracco *et al.* (2009) em que os níveis tensões foram similares em todos os comprimentos de MI avaliados.

Os resultados para a tensão mínima principal para todos os modelos mostraram picos de tensão previstos com maiores valores para os MIs de menor comprimento (~ -600 MPa). Em relação à tensão máxima principal, também foram observados os maiores valores para os modelos com MI de menor comprimento (~ 500 MPa). Os MIs com 7 mm de comprimento, possuem ancoragem cortical no ápice do MI e apresentaram os

menores picos de tensão máxima e mínima principal. Esses resultados podem ser justificados, uma vez que o MI de maior comprimento, no presente estudo, obteve ancoragem bicortical. Os resultados concordam com o apontado por Lombardo et al. (2010) ao observar melhora na estabilidade do implante por uma redução considerável da tensão sobre o osso trabecular quando o MI está ancorado em uma segunda camada de osso cortical.

A espessura da cortical pode influenciar também nessa distribuição de tensões. Do ponto de vista biomecânico, valores de espessura do osso cortical de 1,0 a 2,0 mm podem ser adequados para o tratamento ortodôntico (ALRBATA, YU E KYUNG, 2014). Outro estudo justifica melhor essa espessura de cortical ao apresentar resultados que a distribuição das tensões no osso foi limitada a uma região de 1,5 a 1,75 mm de espessura, a partir da superfície externa (MACHADO, 2014).

O deslocamento médio da cabeça dos MI's quando aplicado o deslocamento de 0,125 mm foi coerente com os resultados de tensão e deformação, apresentando menor deslocamento previsto foi para o MI de 2x7 mm, 0,04 mm, representando a menor flexão dentre os modelos avaliados. Esses resultados corroboram com ensaios mecânicos realizados em MI (PITHON, FIGUEIREDO E OLIVEIRA, 2013) que indicaram ausência de relação entre o aumento do comprimento do parafuso e o aumenta a resistência mecânica, mas poderia reforçar a sua estabilidade inicial.

Influência do posicionamento dos dispositivos de ancoragem esquelética durante expansão rápida da maxila

A ERM, que convencionalmente utiliza os dentes posteriores como suporte para fixação do aparelho disjuntor, tem apresentado modificações com o objetivo reduzir os efeitos colaterais da expansão (LAGRAVERE *et al.*, 2010; HELMKAMP, 2012). A principal modificação é para que as forças sejam aplicadas diretamente (LIN *et al.*, 2015; CHEN *et al.*, 2016), ou parcialmente (TOKLU, GERMEC-CAKAN E TOZLU, 2015), ao osso. Porém, são frequentes as variações referentes ao local de instalação dos dispositivos de fixação óssea (rebordo alveolar e palato). Os resultados obtidos no presente estudo, ainda não abordados pela literatura atual, apresentam as diferenças obtidas em relação

ao deslocamento esperado quando é alterado o posicionamento da instalação dos miniimplantes em disjuntor osseossuportado.

Após análise pelo MEF, obteve-se um padrão semelhante de afastamento do aparelho disjuntor e da arcada dentária para os 3 tipos de apoio ósseo quando a SPM foi considerada ausente. Esta consideração em relação à SPM é mais adequada quando o objetivo for verificar o efeito de um disjuntor associado à disjunção cirúrgica, quando a sutura é separada pelo cirurgião, ou em um segundo momento da ERM, quando a SPM já foi rompida pela carga aplicada pelo disjuntor. Assim como já comentado por Romanyk *et al.* (2013) em revisão de literatura sobre EF e ERM. Os autores apontam ainda que presença exerce influência sob as tensões e deformações determinadas na sutura e nas regiões próximas. Todos os estudos aceitos em tal revisão utilizaram propriedades elásticas lineares para a SPM, o que pode não ser o mais fiel ao comportamento biomecânico da sutura, mas é uma simplificação muitas vezes aceita para realizar a análise com um menor custo computacional.

Em relação ao efeito previsto nas coras dentárias, os resultados apontaram para um deslocamento decrescente dos 1^{os} pré-molares e molares para vestibular (no sentido do carregamento), de anterior para posterior, e com maiores valores para o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior. O mesmo padrão foi observado para o rebordo alveolar (apoio em rebordo>simétrico>anterior). No entanto, um dos fatores que preocupa em relação à recidiva da expansão é a inclinação dentária. Dessa forma, foi avaliada também a inclinação relativa do molar (deslocamento da coroa - deslocamento da raiz). Os resultados mostraram maior inclinação relativa do molar prevista para o apoio simétrico ou anterior.

Quando a simulação visa verificar o efeito de um disjuntor sem disjunção cirúrgica, ou em um primeiro momento da ERM, quando a SPM ainda não foi rompida pela carga aplicada pelo disjuntor, sugere-se empregar propriedades mecânicas a SPM (ROMANYK *et al.*, 2013; SERPE, 2014). Os resultados obtidos quando a SPM foi considerada com módulo de elasticidade equivalente ao tecido conjuntivo (1 MPa) para deslocamento das coras dentárias e do rebordo dos 1^{os} pré-molares e molares para vestibular (no sentido do carregamento) foram também maiores com o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior. E, da mesma forma, a maior

inclinação do molar foi prevista para o aparelho com apoio no rebordo, porém com maiores diferenças entre os modelos, 109% maior que para o apoio simétrico e 187% maior que o com apoio anterior. Tal resultado pode ser justificado pelo fato que, ao encontrar maior resistência para a expansão da maxila pela presença da SPM, o carregamento tem maior efeito sofre o rebordo alveolar. Extrapolando os resultados obtidos para a prática clínica, pode se esperar um maior efeito dentário de aparelhos com suporte ósseo em rebordo em pacientes com maior rigidez (embricamento) da sutura.

Estudo clínico realizado somente com disjuntor com apoio em rebordo também constatou inclinação dos processos alveolares para vestibular, assim como os molares e pré-molares (TAUSCHE et al., 2007). Apesar desse efeito passível de grande recidiva, o aparelho se mostrou bastante eficiente na expansão da SPM. Lagravère et al. (2010) em estudo clínico observaram resultados semelhantes entre aparelhos dentossuportados e osseossuportados com apoio em rebordo, visto que a expansão dentária foi maior do que a expansão esquelética em ambos os casos. Porém, é valido ressaltar que, em aparelhos dentossuportados, ocorre uma real alteração do suporte ósseo ao redor dos dentes de suporte. Isto contraria os resultados clínicos (LIN et al., 2015) com um modelo de aparelho com apoio em rebordo, bastante semelhante ao utilizado nesse estudo de EF, em que o grupo com suporte ósseo produziu maior expansão esquelética, exceto na região do primeiro pré-molar, que mostrou ligeira inclinação vestibular do osso alveolar. Para os autores, os expansores com suporte ósseo produziram maiores efeitos ortopédicos e menores efeitos colaterais (inclinação alveolar e dentária) em comparação com os expansores tipo Hyrax. Lee et al. (2014b) foram ainda mais incisivos. Ao comparar disjuntores com apoio em rebordo, justificaram os resultados positivos dos aparelhos MIs unidos ao disjuntor por uma placa de acrílico por alcançar uma distribuição mais uniforme da força por todo o palato, reduzindo a tensão ao redor do MIs e resultando em expansão da SPM sem inclinação dentária.

Outro estudo clínico que também justifica o uso de suporte ósseo (TOKLU, GERMEC-CAKAN E TOZLU, 2015) observando uma redução significativa da espessura da placa óssea vestibular quando comparado com disjuntor com suporte ósseo parcial. Para este estudo, ainda, as distâncias entre os primeiro e segundo pré-molares foram maiores para o disjuntor dentossuportado ($7,5 \pm 4,2 \text{ e } 7,9 \pm 3,3 \text{ mm}$, respectivamente) do que para o osseo-dentossuportado ($3,2 \pm 2,6 \text{ e } 4,5 \pm 3,8 \text{ mm}$, respectivamente). Reiteraram a

hipótese de que os aparelhos com suporte ósseo levam a menores efeitos dentários, o que pode ser muito positivo em relação à estabilidade em longo prazo.

Em relação à abertura da SPM, o deslocamento também foi maior para o aparelho apoiado no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior em ambas as variações de SPM consideradas nos modelos. Porém, quando a SPM foi considerada presente, o disjuntor com apoio em rebordo apresentou uma diferença de deslocamento mais acentuada em relação aos demais (Tabela 23).

Em todos os casos, sem SPM, os padrões de abertura foram em forma de "V", com maior deslocamento previsto para a região anterior, decrescendo para posterior. O disjuntor com apoio em rebordo obteve resultados entre 9 e 16% acima dos demais apoios. No entanto, quando considera a SPM, somente o apoio simétrico manteve um discreto acréscimo do afastamento das bases ósseas para posterior. Os modelos com apoio anterior e médio apresentaram deslocamentos maiores na região anterior, com leve redução para a posterior. Nesses casos o aparelho com apoio em rebordo obteve expressivas diferenças em relação ao demais.

Na região anterior, o disjuntor com apoio em rebordo apresentou deslocamento 71% maior que o apoio simétrico e 110% que o apoio anterior. Ambas as diferenças decresceram para posterior, mas mantiveram-se positivas, 34% a mais que o simétrico e 92% a mais que o apoio anterior.

Os resultados obtidos por estudos clínicos se aproximaram muito dos obtidos no presente estudo do EF. Para a região molar foi obtido de 2,30 mm (HELMKAMP, 2012) e 1,99 mm (LIN *et al.*, 2015) de abertura da SPM na região do molar, valores comparáveis aos 2-3 mm previstos pelos modelos que consideram a SPM. Para a região da sutura em nível de pré-molares, a literatura apresenta 1,93 mm (HELMKAMP, 2012) e 3,08 mm (LIN *et al.*, 2015), valores comparáveis aos 1-4 mm previstos pelos modelos que consideram a SPM.

Os locais de instalação dos mini-implantes foram escolhidos de acordo com estudos presentes na literatura (HARZER *et al.*,2004; TAUSCHE *et al.*,2007; KIM E HELMKAMP, 2012, BORYOR *et al.*, 2013; LEE *et al.*, 2014a; LIN *et al.*, 2015) e experiência clínica. Boryor *et al.* (2013) ao avaliar o desempenho, em crânio de cadáveres, do disjuntor suportado no osso do palato, em posição semelhante ao apoio

simétrico utilizado no presente estudo, observaram que o apoio ósseo, além de não afetar a posição dos dentes, apresenta efeitos insignificantes no processo alveolar. No entanto, a espessura óssea na região de instalação do mini-implante pode ser um fator limitante para a sua utilização.

8. CONCLUSÃO

(i) A maior média de espessura óssea encontrada foi de 7,48 mm no ponto I (a 6 mm da SPM e 4 mm do FI) e a menor média foi de 1,46 mm (a 6 mm da SPM e 24 mm do FI). O modelo de regressão linear revelou influência significativa do gênero, idade (reduzindo a espessura com o aumento da faixa etária), distância do FI e distância da SPM, mas sem influência significativa quanto à hemi-arcada (direito/esquerdo). O modelo mostrou redução da espessura óssea à medida que o ponto se afasta da linha mediana ou da região anterior, e a taxa de redução aumentou com o distanciamento da SPM.

(ii) O valor médio da espessura da mucosa foi de 2,16 mm (\pm 1,25) e o da espessura óssea foi de 3,66 mm (\pm 2,40). Totalizando espessura encontrada, a média está entre 2,17 a 9,47 mm. Alguns fatores biológicos revelaram influência significativa na espessura da mucosa, entre eles: gênero (masculino +), idade (-), distância do FI (-), distância da SPM (+). A influência da distância da SPM teve efeito quadrático.

(iii) Todos os mini-implantes se mostraram resistentes para cargas de expansão. Porém, na interface MI-osso cortical, foi observada redução significativa da deformação máxima principal tanto para o acréscimo do diâmetro, quanto do comprimento. Os resultados para a tensão mínima e máxima principal para todos os modelos mostraram maiores picos de tensão para os MIs de menor comprimento. A ancoragem bicortical pode ter contribuído para esse resultado.

(iv) Disjuntores com apoio em rebordo obtiveram maior abertura da SPM, porém apresentaram maior inclinação dentária. O deslocamento previsto tanto para as coroas, quanto para rebordo alveolar, de 1º pré-molar e de 1º molar foram maiores para o aparelho com apoio ósseo no rebordo, decrescendo para o apoio simétrico e anterior.

9. ESTUDOS FUTUROS

- Avaliar pelo método de elementos finitos o compartamento dos diferentes tipos de disjuntores atribuindo propriedades viscoelásticas a SPM.
- Avaliar em estudos clínicos randomizados o comportamento dos diferentes tipos de disjuntores em curto e longo prazo.

10.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALRBATA, R.H.; YU, W.; KYUNG, H. Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: An evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 146, n, 2, p.175-182, 2014.

ANGELIERI, F.; CEVIDANES, L.H.; FRANCHI, L.; GONÇALVES, J.R.; BENAVIDES, E.; MCNAMARA, J.A. JR. Midpalatal suture maturation: classification method for individual assessment before rapid maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 144, n. 5, p. 759-769, 2013.

ARCURI, C.; MUZZI, F.; SANTINI, F.; BARLATTANI, A.; GIANCOTTI, A. Five Years of Experience Using Palatal Mini-Implants for Orthodontic Anchorage. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, v.65, n.12, p.2492-2497, 2007.

BERNHART, T.; VOLLGRUBER, A.; GAHLEITNER, A.; DÖRTBUDAK, O.; HAAS, R. Alternative to the median region of the palate for placement of an orthodontic implant. *Clinical Oral Implants Research*, v.11, p.595–601, 2000.

BORYOR, A.; WUNDERLICH, A.; KIM, K.B.; BÖCKERS, T. Use of a Modified Expander During Rapid Maxillary Expansion in Adults: An In Vitro and Finite Element Study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v.28, n.1, p.e11–e16, 2013.

CAMACHO, D.P.; SVIDZINSKI, T.I.E.; FURLANETO, M.C.; LOPES, M.B.; CORRÊA, G.O. Resinas Acrílicas de Uso Odontológico à base de polimetilmetacrilato. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research*, v.6, n.3, p.63-72, 2014.

CARNEY, L.O.; CAMPBELL, P.M.; SPEARS, R.; CEEN, R.F.; MELO, A.C.; BUSCHANG, P.H. Effects of pilot holes on longitudinal miniscrew stability and bony adaptation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.146, p.554-564, 2014.

CHEN, Y.; KIM, K.A.; SEO, K.W.; KANG, Y.G.; OH, S.H.; CHOI, Y.S.; KIM, S.H. A new designed expander supported by spike miniscrews with enhanced stability. *The Journal of craniofacial Surgery*, v. 27, n. 2, p.e130-3, 2016.

CIAMBOTTI, C.; NGAN, P.; ORTH, C.; DURKEE, M.; KOHLI, K.; KIM, H. A comparison of dental and dentoalveolar changes between rapid palatal expansion and nickel-titanium palatal expansion appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.119, p.11–20, 2001.

CLEALL, J.F.; BAYNE, D.I.; POSEN, J.M.; SUBTELNY J.D. Expansion of the midpalatal suture in the monkey. *The Angle Orthodontics*, v.35, n.1, p.23-35, 1965.

CONSOLARO, A.; CONSOLARO, M.A.M.O. Protocolo semanal repetitivo de Expansão Rápida da Maxila e Constrição Alternadas e técnica da Protração Maxilar Ortopédica Efetiva: Por que? Como? *Revista Clínica Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.6, n.6, p.106-111, 2007.

COSTA, A.; PASTA, G.; BERGAMASCHI, G. Intraoral Hard and Soft Tissue Depths for Temporary Anchorage Devices. Seminars in orthodontics, v. 11, p.10-15, 2005.

ENNES, J.P. Análise morfológica da sutura palatina mediana em ratos, coelhos, macacos e homens em diferentes fases do desenvolvimento cronológico. 154p. Tese (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2002.

ERVERDI, N.; OKAR, I.; KÜCÜKKELES, N.; ARBAK, S. A comparison of two different rapid palatal expansion techniques from the point of root resorption, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 106, n. 1, p. 47-51, 1994.

FROST, H.M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *The Angle Orthodontist*, v. 74, n.1, p.3-15, 2004.

DE REZENDE BARBOSA, G.L.; RAMÍREZ-SOTELO, L.R.; TÁVORA, D.M.; ALMEIDA, S.M. Comparison of median and paramedian regions for planning palatal mini-implants: a study in vivo using cone beam computed tomography. International Association of Oral and Maxillofacial Surgeons, v. 43, p.1265–1268, 2014.

GARIB, D.G.; HENRIQUES, J.F.; JANSON, G.; DE FREITAS, M.R.; FERNANDES, A.Y. Periodontal effects of rapid maxillary expansion with tooth-tissue-borne and toothborne expanders: A computed tomography evaluation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.129, n.6, p.749-58, 2006.

GARIB, D.G.; NAVARRO, R.L.; FRANCISCHONE, C.E.; OLTRAMINI, P.V.P. Expansão rápida da maxila ancorada em implantes – uma nova proposta para expansão ortopédica na dentadura permanente. *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.12, n.3, p.75-81, 2007.

GRACCO, A.; CIRIGNACO, A.; COZZANI, M.; BOCCACCIO, A.; PAPPALETTERE, C.; VITALE, G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage, *European Journal of Orthodontics*, v.31, p.12-20, 2009.

HAAS, A.J. Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics, American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, v.57, n.3, p.219- 55, 1970.

HAAS, A.J. Rapid expansion on the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the midpalatal suture. *The Angle Orthodontics*, v. 31, n. 2, p. 73-90, 1961.

HARZER, W.; SCHNEIDER, M.; GEDRANGE, T. Rapid Maxillary Expansion with Palatal Anchorage of the Hyrax Expansion Screw – Pilot Study with Case Presentation, *Journal of Orofacial Orthopedics*, v.65, n.5, p.419–424, 2004,

HELMKAMP, M.E. Three-dimensional evaluation of implant-supported rapid maxillary expansion Vs Traditional tooth-borne rapid maxillary expansion using conebeam computed tomography. Dissertação (Mestrado em Odontologia)- Faculty of St, Louis University, 2012.

HENRIKSEN, B.; BAVITZ, B.; KELLY, B.; HARN, S.D. Evaluation of Bone Thickness in the Anterior Hard Palate Relative to Midsagittal Orthodontic Implants, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, v.18, p.578–581, 2003.

HIBBELER, R.C. Resistência dos Materiais, 5^a Edição, São Paulo, Pearson Education do Brasil, 2004.

HUANG, H.; HSU, J.; FUH, L.; TU, M.; KO, C.; SHEN, Y. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: A non-linear finite element study, *Journal of Dentistry*, v. 36, p. 409–417, 2008.

ISAACSON R, J.; INGRAM, A.H. Forces produced by rapid maxillary expansion, II, Forces present during treatment. *The Angle Orthodontist*, v. 34, p. 261–270, 1964.

OKAZAKI, J.; KOMASA, Y.; SAKAI, D.; KAMADA, A.; IKEO, T.; TODA, I.; SUWA, F.; INOUE, M.; ETOH, T. A torque removal study on the primary stability of orthodontic titanium screw mini-implants in the cortical bone of dog femurs, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.37, p. 647–650, 2008.

KANG, S.; LEE, S.; AHN, S.; HEO, M.; KIM, T. Bone thickness of the palate for orthodontic mini-implant anchorage in adult. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 131, n. 4, p. S74-S81, 2007.

KIM, K.B.; HELMKAMP, M.E. Miniscrew implant-supported rapid maxillary expansion. *Journal of Clinical Orthodontics*, v. 46, n.10, p.608-612, 2012.

KNAUP, B.; YILDIZHAN, F.; WEHRBEIN, H. Age-Related Changes in the Midpalatal Suture - A histomorphometric study. *Journal of Orofacial Orthopedics*, v.65, n.6, p.467–474, 2004.

LAGRAVÈRE, M.O.; CAREY, J.; HEO, G.; TOOGOOD, R.W.; MAJOR, P.W. Transverse, vertical, and anteroposterior changes from bone-anchored maxillary expansion vs traditional rapid maxillary expansion: A randomized clinical trial, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.137, n.3, p.304e1-e12, 2010.

LAI, T.; CHEN, M.. Factors affecting the clinical success of orthodontic anchorage: Experience with 266 temporary anchorage devices. *Journal of Dental Sciences*, v. 9, p.49-55, 2014.

LEE, S.C.; PARK, J.H.; BAYOME, M.; KIM, K.B.; ARAUJO, E.A.; KOOK, Y. Effect of bone-borne rapid maxillary expanders with and without surgical assistance on the craniofacial structures using finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.145, n.5. p, 638-648, 2014 (a).

LEE, H.K.; BAYOME, M.; AHN, C.S.; KIM, S.; KIM, K.B.; MO, S.; KOOK, Y. Stress distribution and displacement by different bone-borne palatal expanders with microimplants: a three-dimensional finite-element analysis. *European Journal of Orthodontics*, v.36, p.531–540, 2014 (b).

LEE, K.; PARK, Y.; PARK, J.; HWANG, W. Miniscrew-assisted nonsurgical palatal expansion before orthognathic surgery for a patient with severe mandibular prognathism, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.137, n.6, p.830-839, 2010 (b).

LEE, S.; AHN, S.; LEE, J. W.; KIM, S.; KIM, T. Survival analysis of orthodontic mini-implants, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.137, p.194-199, 2010 (a).

LIN, L.I. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. *Biometrics*, v. 45, n.1, p. 255-68, 1989.

LIN, L.; AHN, H-W.; KIM, S-J.; MOON, S-C.; KIM, S.; NELSON, G. Tooth-borne vs bone-borne rapid maxillary expanders in late adolescence. *The Angle Orthodontist*, v.85, p.253–262, 2015.

LIONE, R.; FRANCHI, L.; COZZA, P. Does rapid maxillary expansion induce adverse effects in growing subjects? *The Angle Orthodontist*, v.83, n.1, p.172–182, 2013.

LIU, Y.; SAR, J.I.; CHEN, Y.; CHIANG, Y.; LAI, E. H.; CHEN, W.; LIN, C. Mechanical proper ties of temporary anchorage device. *Journal of Dental Sciences*, v.10, p.68-73, 2015.

LOGAN, D.L. A First Course in the Finite Element Method, 5^a Edição, EUA, 2011.

LOMBARDO, L.; GRACCO, A.; ZAMPINI, F.; STEFANONI, F.; MOLLICA, F. Optimal Palatal Configuration for Miniscrew Applications. *The Angle Orthodontist*, v.80, n.1, p.145–152, 2010.

MACHADO, G.L. Effects of orthodontic miniscrew placement angle and structure on the stress distribution at the bone miniscrew interface – A 3D finite element analysis. *The Saudi Journal for Dental Research*, v.5, p. 73–80, 2014.

MELSEN, B. Palatal growth studied on human autopsy material, A histologic microradiographic study. *American Journal of Orthodontics*, v. 68, p. 42–54, 1975.

TOKLU, M.G.; GERMEC-CAKAN, D.; TOZLU, M. Periodontal, dentoalveolar, and skeletal effects of tooth-borne and tooth-bone-borne expansion appliances, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.148, n.1, p.97-109, 2015.

MISCH, C.E.; WANG, H.L.; MISCH, C.M.; SHARAWY, M.; LEMONS, J.; JUDY, K.W. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dentistry*, v.13; n.3; p.207-217, 2004.

MOTOYOSHI, M.; HIRABAYASHI, M.; UEMURA, M.; SHIMIZU, N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. *Clinical Oral Implants Research*, v. 17, p.109–114, 2006.

NISHII, Y.; SAMESHIMA, G.T.; MAH, J.K.; ENCISO, R.; TAKAKI, T.; SUEISHI, K. Hard palate thickness for temporary anchorage devices placement: Differences in sex and ethnicity. *Orthodontic Waves*, v.73, p.121–129, 2014.

O'MAHONY, A.M.; WILLIAMS, J.L.; KATZ, J.O.; SPENCER, P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research*, v.11, p. 415–421, 2000.

PETERSON, J.; DECHOW, P.C. Material Properties of the Human Cranial Vault and Zygoma. *The Anatomical Record Part A*, v.274a, p.785-797, 2003.

PITHON, M.M.; FIGUEIREDO, D.S.; OLIVEIRA, D.D. Mechanical evaluation of orthodontic mini-implants of different lengths. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.71, n.3, p.479-486, 2013.

POON, Y.; CHANG, H.; TSENG, Y.; CHOU, S.; CHENG, J.; LIU, P.; PAN, C.Palatal bone thickness and associated factors in adult miniscrew placements: A cone-beam computed tomography study. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, v.31, p.e265-e270, 2015.

PROVATIDIS, C.G.; GEORGIOPOULOS, B.; KOTINAS, A.; MCDONALD, J.P. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion, *Medical Engineering & Physics*, v. 29, p.566–579, 2007.

ROMANYK, D.L.; COLLINS, C.R.; LAGRAVERE, M.O.; TOOGOOD, R.W.; MAJOR, P.W.; CAREY, J.P. Role of the midpalatal suture in FEA simulations of maxillary expansion treatment for adolescents: A review. *International Orthodontics*, v.11, n.2, p.119-138, 2013.

RYU, J.; PARK, J.H.; THU, T.V.T.; BAYOME, M.; KIM, Y.; KOOK, Y. Palatal bone thickness compared with cone-beam computed tomography in adolescents and adults for mini-implant placement, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.142, n.2, p.207-212, 2012.

SCHIEL, H.J.; KLEIN, J.; WIDMER B. Das enossale implantat als kieferorthopadisches verankerungselement, Endosseous implants as orthodontic anchorage [in German], *Zeitschrift fur Zahnarztliche Implantologie*, v.12, p.183-188, 1996.

SUMER, A. P.; CALISKAN, A.; UZUN, C.; KAROZ, T. B.; SUMER, M.; CANKAYA S. The evaluation of palatal bone thickness for implant insertion with cone beam computed tomography. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.45, p.216–220, 2016.

SEBBAR, M.; BOURZGUI, F.; BADRE, L.; EL QUARS, F. Anchorage miniscrews: A histologic study of peri-implant soft tissue. *International Orthodontics*, v.10, p.85-95, 2012.

SERPE, L.C.T. Análise biomecânica do osso maxilar durante a expansão rápida da maxila: efeitos ortodônticos e ortopédicos gerados pelo uso de disjuntores palatinos, 98 p, Dissertação (Mestrado em Engenharia de estruturas) - Universidade Federal de Minas Gerais, 2014.

SILVA FILHO, O.G.; LARA, T.L.; SILVA, H.C.; BERTOZ, F.A. Comportamento da sutura palatina mediana em crianças submetidas à expansão rápida da maxila: avaliação mediante imagem de tomografia computadorizada. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, v.12, n.3, p.94-103, 2007.

SOBOTTA, J. Atlas de Anatomia Humana, 21ed, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

SON, S.; MOTOYOSHI, M.; UCHIDA, Y.; SHIMIZU, N. Comparative study of the primary stability of self-drilling and self-tapping orthodontic miniscrews. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.145, p.480-485, 2014.

STOCKMANN, P.; SCHLEGEL, K. A.; SROUR, S.; NEUKAM, F.W.; FENNER, M.; FELSZEGHY, E. Which region of the median palate is a suitable location of temporary orthodontic anchorage devices? A histomorphometric study on human cadavers aged 15–20 years. *Clinical Oral Implants Research*, v.20, p.306–312, 2009.

SUN, Z.; HUENI, S.; TEE, B.C.; KIM, H. Mechanical strain at alveolar bone and circummaxillary sutures during acute rapid palatal expansion, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.139, n.3, p.e219-e228, 2011.

TANNE, K.; HIRAGA, J.; SAKUDA, M. Effects of directions of maxillary forces on biomechanical changes in craniofacial complex. *European Journal of Orthodontics*, v.11, p.382-391, 1989.

TAUSCHE, E.; HANSEN, L.; HIETSCHOLD, V.; LAGRAVÈRE, M.O.; HARZER, W. Three-dimensional evaluation of surgically assisted implant bone-borne rapid maxillary expansion: A pilot study. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.131, n.4, p.S92-99, 2007.

TEN CATE, A.R.; FREEMAN, E.; DICKINSON, J.B. Sutural development: structure and its response to rapid expansion. *American Journal of Orthodontics*, v.71, n.6, p.622-636, 1977.

TIMMS, D.J. An occlusal analysis of lateral maxillary expansion with midpalatal suture opening. *The Dental Practitioner and Dental Record*, v.18, n.12, p.435-441, 1968.

TROJAN, L.C.; GONZÁLEZ-TORRES, L.A.; DORNELES, L.; TOYOFUKU, A.C.M.M.; CASAS, E.B.L. Strain Level at Midpalatal Suture - Correlation with Mechanobiological Concepts, In: Annals of the COBEM 2013, RiberãoPreto, SP, 2013.

URE, D.S.; OLIVER, D.R.; KIM, K. B.; MELO, A.C.; BUSCHANG, P.H. Stability changes of miniscrew implants over time, A pilot resonance frequency analysis. *The Angle Orthodontist*, v.81, n.6, p.994-1000, 2011.

WANG, Q.; WOOD, S. A.; GROSSE, I.R.; ROSS, C. F.; ZAPATA, U.; BYRON, C. D.; WRIGHT, B. W.; STRAIT, D. S. The Role of the Sutures in Biomechanical Dynamic Simulation of a Macaque Cranial Finite Element Model: Implications for the Evolution of Craniofacial Form. *The anatomical record*, v. 295, p. 278–288, 2012.

WEHRBEIN, H.; MERZ, B. R.; DIEDRICH, P. Palatal bone support for orthodontic implant anchorage: a clinical and radiological study. *European Journal of Orthodontics*, v.21, p.65-70, 1999.

YOSHIDA, N.; KOGA, Y.; PENG, C.L.; TANAKA, E.; KOBAYASHI, K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Medical Engineering & Physics*, v.23, p.567–572, 2001.

YU, H.S.; BAIK, H.S.; SUNG, S.J.; KIM, K.D.; CHO, Y.S. Three-dimensional finiteelement analysis of maxillary protraction with and without rapid palatal expansion, *European Journal of Orthodontics*, v.29, p.118–125, 2007.

ZHANG, Q.; ZHAO, L.; WU, Y.; WANG, H.; ZHAO, Z.; XU, Z.; WEI, X.; TANG, T. The effect of varying healing times on orthodontic mini-implant stability: a microscopic computerized tomographic and biomechanical analysis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, v.112, p. 423-429, 2011.