OMAR MELENDRES UGARTE

**Falhas biomecânicas com uso de mini-implante ortodôntico: análise por
elementos finitos**

São Paulo
2021

OMAR MELENDRES UGARTE

Falhas biomecânicas com uso de mini-implante ortodôntico: análise por elementos finitos

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Área de concentração Biomateriais), para obter o título de Doutor em Ciências.

Orientadora: Profa. Dra. Josete Barbosa Cruz Meira

Coorientadora: Profa. Dra. Gladys Cristina Dominguez Morea

São Paulo

2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Ugarte Melendres, Omar.

Falhas biomecânicas com uso de mini-implante ortodôntico: análise por elementos finitos / Omar Ugarte Melendres ; orientadora Josete Barbosa Cruz Meira; coorientadora Gladys Cristina Dominguez Morea . -- São Paulo, 2021.

91 p. : fig., tab. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de concentração: Biomateriais e Biologia Oral. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida.

1. Análise de elementos finitos. 2. Mini-implante ortodôntico. 3. Reabsorção radicular. 4. Reabsorção óssea. 5. Mecânica ortodôntica. I. Meira, Josete Barbosa Cruz. II. Título.

Ugarte OM. Falhas biomecânicas com uso de mini-implante ortodôntico: análise por elementos finitos. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Aprovado em: 17/06/2021

Banca Examinadora

Profa. Dra. Marina Guimarães Roscoe

Instituição: Faculdade de Odontologia da USP.

Julgamento: aprovado

Prof. Paolo Maria Cattaneo

Instituição: Dental School, University of Melbourne.

Julgamento: aprovado

Prof. Dr. Emílio Graciliano Ferreira Mercuri

Instituição: Dep. de Engenharia Ambiental (UFPR)

Julgamento: aprovado

A Deus por guiar os meus passos ao longo deste caminho e me permitir estar aqui, sem ele nada teria sido possível.

Ao meu avô Julio, por ser um exemplo e motivação na minha vida.

Aos meus pais Luis e Lourdes, pelo amor incondicional, pelo apoio constante, vocês são meus pilares.

Aos meus irmãos Karina e Rodrigo pelo apoio, risadas e amor que compartilhamos.

A Gislene e ao Luca por serem a luz que me ilumina a minha inspiração, a minha energia, amo muito vocês.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à **Faculdade de Odontologia da USP** pela oportunidade que me brindou de cumprir o sonho de ser aluno da casa, pelo acolhimento e todos ensinamentos.

O presente trabalho foi realizado com o apoio do **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)**, pelo financiamento concedido com a bolsa de estudos Nº processo: 870022/2000-8, que permitiu a realização do meu doutorado.

Agradeço à **Coordenação de aperfeiçoamento de pessoas de nível superior – Brasil (CAPES)** – Código de Financiamento 001, pelo apoio e suporte que recebi no início do meu doutorado.

Aos Professores do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, **Roberto Ruggiero Braga, Fernando Neves Nogueira, Alyne Simões Gonçalves, Victor Arana Chavez, Carlos Eduardo Francci, Igor Studart Medeiros, Leonardo Elloy Rodrigues Filho, Paulo Eduardo Capel Cardoso, Paulo Francisco Cesar**, toda a minha admiração pela dedicação no ensino e por estarem sempre dispostos a ajudar.

Aos funcionários do Departamento de Biomateriais e Biologia Oral da FOU SP, **Rosa Cristina Nogueira (Rosinha), Elidamar Bastos (Eli), Antônio Carlos Lascala**, pela paciência e todo o auxílio brindado nestes 4 anos.

A **Franciele (Dona Fran)**, pelos cafezinhos e conversas no Departamento de Biomateriais da FOU SP.

Aos meus colegas do departamento: **Pavel Capetillo, Talita Souza, Sabrina Vargas, Ivan Onone**. Obrigado pela amizade e pelos momentos que compartilhamos no FinO.

A **Alice Jikihara**, a quem considero como uma irmã e que foi a pessoa intermediária para eu poder conhecer o Departamento de Biomateriais, fico grato pela sua amizade e toda a sua ajuda ao longo deste caminho.

A todos os alunos de iniciação científica do Fino, em especial a **Gisele Lie, Naor Maldonado, e Marcella Sarre**. Obrigado pela paciência e dedicação para conseguir desenvolver os projetos envolvidos na presente tese.

A todos os amigos da Pós-Graduação tanto do Departamento de Biomateriais como de outros departamentos da FOU SP.

Aos professores **Gladys Cristina Dominguez Morea** e **Camillo Morea**, pela disposição em ajudar, pelos esclarecimentos e ideias que contribuíram com o delineamento da presente tese.

To Prof. Dr. **Paolo M. Cattaneo**, thank you very much for your friendship with our group (FinO FOU SP), for your patience to teach and for your contribution to this study.

A toda a minha família, obrigado pelo apoio e amor.

A todos os meus amigos tanto aqui no Brasil quanto na Bolívia.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora Profa. Dra. **Josete Barbosa Cruz Meira**. Obrigado por ter me aceitado como seu aluno, pela paciência que teve comigo e seu apoio em momentos difíceis. Levo para a vida não apenas seus ensinamentos acadêmicos, como também seu exemplo de pessoa, pela sua competência, dedicação, pelo respeito e principalmente pela sua amizade. Professora, você é uma grande inspiração.

Ao Prof. Dr. **Rafael Yagüe Ballester**, pela oportunidade de ser seu aluno, pela sua contribuição com a minha pesquisa, pelo seu desprendimento e toda a vontade de ensinar.

À professora **Marina Guimarães Roscoe**, pela sua amizade, pela sua simpatia, disponibilidade e contribuição que foram fundamentais no desenvolvimento da presente tese.

RESUMO

Ugarte OM. Falhas biomecânicas com uso de mini-implante ortodôntico: análise por elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Versão corrigida.

Esta tese foi dividida em três partes, sendo que cada uma consistiu estudo independente, com objetivos próprios. Na parte 1, o objetivo foi avaliar a influência do modo de representar a interface osso-OMI (osseointegrada ou não osseointegrada) sobre a previsão do risco de reabsorção óssea peri-implantar. Foram construídos quatro modelos tridimensionais que representaram o OMI inserido em quatro cilindros de osso de densidades crescentes, diferenciados pela espessura do osso cortical ($C_t = 0,5; 1,2; 2,0$ e $3,0$ mm) e pelo módulo de elasticidade do osso trabecular ($T_E = 0,2; 1,4; 3,0$ e $5,5$ GPa). Para cada modelo, foram simuladas duas condições de interface osso-OMI: uma que considerava união perfeita entre osso e OMI (osseointegrado) e outra que considerava a possibilidade de movimentos relativos entre eles (não osseointegrado). Uma força horizontal de 2 N foi aplicada na cabeça do OMI, para simular a retração de dentes anteriores. A avaliação do risco de reabsorção óssea peri-implantar foi baseada no critério de falha da deformação principal maior, assumindo um valor crítico de $3.000 \mu\text{strain}$, tanto para tração quanto para compressão. Os resultados mostraram que, ao simular a interface osso-OMI como perfeitamente unida, o risco de perda de estabilidade do OMI por reabsorção óssea peri-implantar no osso menos denso fica subestimado. Na parte 2, foram novamente representadas as quatro condições de qualidade óssea, mas com modelos que representavam o contorno anatômico dos ossos correspondentes: maxila pouco densa, maxila controle, mandíbula controle e mandíbula muito densa. A AEF foi conduzida para tentar explicar por que os OMIs colocados na maxila apresentam maior taxa de sucesso em relação aos OMI colocados na mandíbula, apesar da melhor qualidade do osso mandibular. Além da força horizontal de 2 N (cenário clínico), foi simulada uma força horizontal de 10 N (condição de sobrecarga) e a interface osso OMI foi simulada como não-osseointegrada em todos os modelos. A avaliação do risco de reabsorção óssea peri-implantar seguiu o mesmo critério da parte 1 e foi também avaliado o risco de falta de estabilidade imediata, baseado no

deslocamento intra-ósseo do OMI. Em todos os casos, o pico de deslocamento do OMI ficou muito abaixo do limiar de 50-100 μm , o que sugere que a estabilidade primária seria suficiente mesmo no cenário de maxila de baixa densidade sobrecarregada. De acordo com os dados da deformação principal maior, a maxila está mais sujeita a perder sua estabilidade inicial devido à sobrecarga ortodôntica, especialmente na condição de baixa densidade, em que tanto a deformação de tração quanto a de compressão ultrapassaram o limiar de reabsorção óssea patológica. É provável que essa AEF não conseguiu prever o maior risco de falha de OMI em mandíbula de alta densidade porque não simulou as tensões residuais geradas pela inserção do OMI. Portanto, a simulação da inserção do OMI parece essencial para explicar a contradição que motivou esse estudo. Na parte 3, o objetivo foi comparar, através da AEF, o risco de reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente (RRIIO) entre duas mecânicas ortodônticas de intrusão (convencional e com mini-implantes), em situações de diferentes níveis de suporte periodontal. Foram construídos quatro modelos de um pré-molar superior inserido na maxila: controle (CTL) e 2, 4 ou 6 mm de perda óssea horizontal (R2, R4 e R6, respectivamente). Uma força de intrusão de 25 cN foi utilizada para as duas mecânicas em estudo. Nos modelos com mini-implante ortodôntico, a força foi dividida entre as faces vestibular e palatina. Nos modelos sem mini-implantes, a força foi aplicada apenas na vestibular. O índice de risco de reabsorção radicular (iRRR) foi calculado dividindo o pico de tensão hidrostática compressiva no ligamento periodontal pela tensão hidrostática dos capilares (4,7 kPa). A mecânica com mini-implante, além de apresentar iRRR sempre menores (CTL 1,2 e 1,4; R2: 1,4 e 1,7; R4: 1,7 e 2,2; R6: 2,4 e 3,2 - para mecânicas com e sem OMI, respectivamente), gerou apenas uma região com tensão hidrostática acima do valor crítico, próxima ao ápice do dente, para todos os modelos. Na mecânica convencional, houve também uma região com tensão hidrostática compressiva acima de 4,7 kPa na região cervical vestibular do modelo com 6 mm de perda óssea horizontal. O uso de mini-implante na intrusão ortodôntica diminuiu o risco de RRIIO em todos os casos simulados e o risco de reabsorção óssea adicional no modelo em que o dente apresentava uma perda óssea horizontal prévia de 6 mm.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Mini-implante ortodôntico. Reabsorção radicular induzida ortodonticamente. Reabsorção óssea. Mecânica Ortodôntica.

ABSTRACT

Ugarte OM. Biomechanical failures with the use of orthodontic mini-implants: finite element analysis. [thesis]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2021. Corrected version.

This thesis was divided into three parts, being each one an independent study with specific objectives. In part 1, the purpose was to assess the influence of the bone-OMI interface (osseointegrated or not osseointegrated) on predicting peri-implant bone resorption risk. Four three-dimensional models were constructed to represent the OMI inserted into four bone cylinders of increasing densities, differentiated by the cortical bone thickness ($e_c = 0.5; 1.2; 2.0$ and 3.0 mm) and by the modulus of elasticity of trabecular bone ($E_t = 0.2; 1.4; 3.0$ and 5.5 GPa). For each model, two bone-OMI interface conditions were simulated: one that considered a perfect union between bone and OMI (osseointegrated) and another that considered the possibility of relative movements between them (non-osseointegrated). A horizontal force of 2 N was applied to the OMI's head to simulate the retraction of anterior teeth. The risk assessment of peri-implant bone resorption was based on the failure criterion of principal major strain, assuming a critical value of 3.000 μ strain, both for tension and compression. The results showed that when simulating the bone-OMI interface as osseointegrated, the risk of OMI stability loss due to peri-implant bone resorption in the less dense bone is underestimated. In part 2, the four bone quality conditions were again represented, but with models that represented the anatomical contour of the corresponding bone densities: low dense maxilla, control maxilla, control mandible and high dense mandible. FEA was conducted to explain why OMIs placed in the maxilla have a higher success rate than OMIs placed in the mandible, despite the better quality of the mandibular bone. In addition to the horizontal force of 2 N (clinical scenario), a horizontal force of 10 N (overload condition) was simulated. The bone-OMI interface was simulated as non-osseointegrated in all models. The assessment of the risk of peri-implant bone resorption followed the same criteria as in Part 1, and the risk of insufficient immediate stability was also assessed based on the OMI intra-bone displacement. In all cases, the peak of displacement of the OMI was far below the 50 - 100 μ m threshold, which suggests that primary stability would be sufficient even in the

overloaded low-density scenario. According to the major principal strain data, the maxilla is more prone to lose its initial stability due to orthodontic overload, especially in the low-density condition, in which both tension and compression strains exceed the pathological bone resorption threshold. This study was probably unable to predict the greatest risk of OMI failure in the high-density mandible since it did not simulate the residual stress strains generated by the insertion of the OMI. Therefore, the simulation of the OMI insertion seems essential to explain the contradiction that motivated this study. In part 3, the objective was to compare, through FEA, the risk of root resorption between two orthodontic mechanics (conventional and bilateral mini-implant intrusion) in conditions of different levels of periodontal support. Four models of an upper premolar inserted in the maxilla were constructed: control (CTL) and 2, 4, or 6 mm of horizontal bone loss (R2, R4, and R6, respectively). An intrusion force of 25 cN was used for the two mechanics under study. In models with OMI, the force was divided between the buccal and palatal surfaces. In models without OMI, the force was applied only on the buccal side. The risk of root resorption index (iRRR) was calculated by dividing the peak of compressive hydrostatic stress in the periodontal ligament by the hydrostatic stress of the capillaries (4.7 kPa). The bilateral mini-implant intrusion, in addition to always presenting a lower iRRR (CTL 1.2 and 1.4; R2: 1.4 and 1.7; R4: 1.7 and 2.2; R6: 2.4 and 3.2 - for conventional and bilateral mini-implants intrusion, respectively), generated only one region with compressive hydrostatic stress above the critical value, close to the apex of the tooth, for all models. In conventional mechanics, there was also a region with compressive hydrostatic stress above 4.7 kPa in the buccal cervical region of the model with 6 mm of horizontal bone loss. The use of mini-implants in orthodontic intrusion decreased the iRRR in all simulated cases and the risk of additional bone resorption in the FE model with horizontal bone loss of 6 mm.

Keywords: Finite element analysis. Orthodontic mini-implant. Orthodontically induced root resorption. Bone resorption. Orthodontic mechanics.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Mecanostato de remodelação óssea induzida por estímulo mecânico proposto por Frost.....	30
Figura 4.1 - Diagrama de fluxo das etapas envolvidas neste estudo <i>in silico</i>	36
Figura 4.2 - Geometria do OMI gerada no programa Autodesk Inventor	37
Figura 4.3 - Geometria dos 4 modelos	37
Figura 4.4 - Modelos de elementos finitos simulando quatro condições de densidade óssea: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md). C_t = espessura do osso cortical (em mm). T_E = módulo de elasticidade do osso trabecular (em GPa)	40
Figura 4.5 - Condições de carregamento e de contorno dos modelos de elementos finitos. Uma carga mesial foi aplicada na cabeça do mini-implante e o deslocamento dos nós localizados nas superfícies do osso cortante foi restringido (zero graus de liberdade). A: Dimensões e carregamento OMI. B: Modelos de maxila. Modelos de mandíbula	42
Figura 4.6 - Geometria e malha. A: Geometria do modelo de controle. B: Dimensões do dente. C: Modelos com suporte periodontal reduzido. D: Malha da metade palatina do modelo de controle. E: Malha das metades palatino e vestibular do ligamento periodontal.	44
Figura 4.7 - Mecânicas simuladas. Esquerda: a intrusão bilateral com mini-implantes foi representada por dois vetores de carga verticais aplicados nas faces vestibular e palatina do dente. Direita: a intrusão convencional foi representada por um vetor de carga vertical vestibular. Magnitude total da força: 25 cN	45
Figura 4.8 - Restrição nos 6 graus de liberdade, aplicada nos contornos laterais externos, para cada um dos modelos de elementos finitos que foi estudado	46
Figura 5.1 - Padrões da distribuição de deformações principais maiores (em $10^3 \mu\epsilon$) nos ossos peri-implantares dos modelos (GI, GII, GIII e GIV) osseointegrados (OI) das metades do lado mesial, distal e vista bucal.	49

Figura 5.2 - Padrões da distribuição de deformações principais maiores (em $10^3 \mu\epsilon$) nos ossos peri-implantares dos modelos (GI, GII, GIII e GIV) não-osseointegrados (NOI) das metades do lado mesial, distal e vista bucal	49
Figura 5.3 - Representação da criação de fendas no modelo não -osseointegrado (NOI) e manutenção da continuidade da interface no modelo osseointegrado (OI).....	50
Figura 5.4 - Distribuição do deslocamento intraósseo (μm) para os quatro modelos: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de densidade (HD-Md). Fator de escala da deformada: 50	51
Figura 5.5 - Distribuição da deformação principal maior ($\mu strain$) para os quatro modelos sob 2 N: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md)	52
Figura 5.6 - Distribuição da deformação principal maior ($\mu strain$) para os quatro modelos sob 10 N: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md)	53
Figura 5.7 – Distribuição de σ_H compressiva no ligamento periodontal com 25 cN para ambas as mecânicas de intrusão: com mini-implantes bilaterais e convencional. Para cada mecânica, foram comparados quatro modelos: CTL (controle), R2 (perda de altura alveolar óssea de 2 mm), R4 (4 mm), R6 (6 mm). A linha tracejada representa o contorno do modelo controle. Máximo: o σ_H compressivo máximo; iRRR: o índice de risco de reabsorção radicular.	54
Figura 5.8 - Índices de risco de reabsorção apical externa da raiz em função da altura do osso alveolar. As linhas de tendência de potência para cada conjunto de dados são apresentadas como linhas tracejadas, com sua equação correspondente e valor R-quadrado.....	55
Figura 5.9 - Força ideal intrusiva, estimada por AEF, para os modelos com suporte periodontal reduzido.....	56
Figura 5.10 - Redução prevista da força intrusiva em função da altura da perda óssea alveolar. As linhas de tendência lineares para cada conjunto de dados são apresentadas como linhas tracejadas, com sua equação correspondente e valor R-quadrado.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Lista dos estudos de OMI que utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar o risco de perda de estabilidade do dispositivo por reabsorção óssea peri-implantar. NOI : assumiram interface osso-OMI não osseointegrada. OI : assumiram interface osseointegrada, com união perfeita entre osso e OMI. POI : parcialmente osseointegrado.....	28
Tabela 4.1 - Módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (γ) e valor crítico para falha dos materiais simulados	39
Tabela 4.2 - Propriedades dos materiais usados no estudo	41
Tabela 4.3 – Parâmetros para modelo controle e modelos com redução do suporte periodontal	43
Tabela 4.4 - Propriedades dos materiais.	44
Tabela 4.5- Força ótima calculada pela equação analítica.	47

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	Análise por Elementos Finitos
C-Md	Mandíbula controle
C-Mx	Maxila controle
CTL	Controle
Ct	Espessura do osso cortical (cortical thickness)
DAT	Dispositivos de ancoragem temporária
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
HD-Md	Mandíbula de alta densidade
iRRR	Índice de risco de reabsorção radicular
LD-Mx	Maxila de baixa densidade
MEF	Método de elementos finitos
N	Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)
mm	Unidade de comprimento (milímetro)
mm ²	Unidade de área (milímetro quadrado)
MPa	Força / Área (Mega Pascal)
et al.	E colaboradores
cN	Unidade de pressão – carga aplicada (Centinewton)
NOI	Não osseointegrado
OI	Osseointegração
OMI	Orthodontic Mini-Implants
PDL	Periodontal ligament
RRIIO	Reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente
R2	Reabsorção 2 mm
R4	Reabsorção 4 mm
R6	Reabsorção 6 mm
STEP	Standard for the Exchange of Product model data
T _E	Módulo de elasticidade do osso trabecular (Tracecular Elastic modulus)

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	24
2	REVISÃO DA LITERATURA	26
2.1	MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS	26
2.2	REPRESENTAÇÃO DA INTERFACE OSSO-OMI	27
2.3	MECANOSTATO DE FROST	29
2.4	INFLUÊNCIA DA QUALIDADE ÓSSEA NO RISCO DE FALHA DO OMI	30
2.5	REABSORÇÃO RADICULAR ORTODÔNTICA	32
3	PROPOSIÇÃO	34
3.1	OBJETIVO GERAL	34
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	34
3.2.1	Parte 1	34
3.2.2	Parte 2	35
3.2.3	Parte 3	35
4	MATERIAL E MÉTODOS	36
4.1	PARTE 1: MODELOS CILÍNDRICOS	36
4.2	PARTE 2: MODELOS ANATÔMICOS SEM DENTE	40
4.3	PARTE 3: MODELOS ANATÔMICOS COM DENTE	42
4.3.1	Modelos de elementos finitos	43
4.3.2	Índice de risco de reabsorção radicular	46
4.3.3	Avaliação da força ótima intrusiva de pré-molares com periodonto reduzido	47
5	RESULTADOS	48
5.1	PARTE 1: MODELOS CILÍNDRICOS	48
5.2	PARTE 2: MODELOS ANATÔMICOS SEM DENTE	51
5.3	PARTE 3: MODELOS ANATÔMICOS COM DENTE	53
6	DISCUSSÃO	58

6.1	REPRESENTAÇÃO DA INTERFACE OSSO-OMI	58
6.2	INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NO RISCO DE PERDA DE ESTABILIDADE PRIMÁRIA DO OMI.....	60
6.3	RISCO DE RRIIO EM PACIENTES COM PERIODONTO REDUZIDO	65
6.3.1	Índice de risco de reabsorção radicular	66
6.3.2	Força intrusiva ideal	67
6.4	PARTICULARIDADES NA DEFINIÇÃO DO CRITÉRIO DE FALHA	69
7	CONCLUSÕES	74
7.1	PARTE 1.....	74
7.2	PARTE 2.....	74
7.3	PARTE 3.....	75
	REFERÊNCIAS	76
	ANEXOS	90

1 INTRODUÇÃO

Uma novidade de grande impacto no mundo da Ortodontia nos últimos anos foi o uso de mini-implantes ortodônticos (OMIs, abreviação de Orthodontic Mini-Implants) como dispositivos de ancoragem temporária esquelética absoluta (1, 2), o que elimina as movimentações dentárias indesejáveis, inevitáveis quando os dentes são utilizados como elementos de ancoragem (3, 4). As vantagens e a versatilidade apresentadas por estes dispositivos são inúmeras, com destaque ao fato de otimizar e reduzir o tempo de tratamento e permitir mecânicas em apenas um dente, sendo, portanto, extremamente indicada em casos de nivelamento de dentes extruídos por falta do antagonista. Além disso, são de simples instalação e remoção, com poucas restrições anatômicas; têm boa aceitação pelo usuário e certa independência da sua colaboração; e, apesar do seu pequeno porte, suportam o carregamento ortodôntico precoce ou imediato (5).

A ancoragem esquelética imediata é obtida, fundamentalmente, pela estabilidade primária, mediante a fixação mecânica das roscas no tecido ósseo (6), que gera uma tensão residual na interface osso-implante. Esta tensão residual promove um remodelamento ósseo peri-implantar que pode aumentar a estabilidade inicialmente conquistada. Entretanto, diferentemente do implante dentário, a osseointegração não é necessária, nem mesmo desejável. Quando ocorre, dificulta a remoção do OMI e aumenta o risco de fratura durante essa etapa do tratamento (7).

Em ossos de densidade muito baixa, a estabilidade primária pode ser insuficiente para uma ativação imediata do mini-implante (8). Por outro lado, quando o osso é muito denso, acredita-se que a estabilidade primária inicialmente conquistada pode ser perdida pela necrose tecidual gerada pelos passos cirúrgicos associados à instalação do mini-implante (8), ou por alta deformação no osso peri-implantar, que pode ultrapassar o valor crítico da janela de reabsorção óssea patológica proposta por Frost (5, 9, 10). O risco dessas deformações ultrapassarem o valor crítico é maior quando a ativação ortodôntica é imediata, pois as deformações que podem estar associadas às tensões residuais da instalação do mini-implante são somadas àquelas geradas pela força ortodôntica. Quando a deformação excede o valor crítico, pode se desencadear um processo de remodelação com predomínio inicial de reabsorção peri-implantar, que conduz à perda de estabilidade do OMI.

Muitos estudos científicos têm utilizado a análise por elementos finitos (AEF) para avaliar o risco de falhas biomecânicas associadas aos OMIs. Esta ferramenta consegue mapear as tensões e deformações de estruturas com geometrias complexas, fornecendo informações precisas quanto à intensidade, tipo (tração, compressão ou cisalhamento) e direção das tensões e deformações em cada ponto da região de interesse, em condições que simulam a situação real. Portanto, trata-se de uma ferramenta poderosa para prever e prevenir falhas biomecânicas durante o planejamento do tratamento, incluindo aquelas associadas ao uso de OMI (10-15).

Entretanto, a precisão do método em prever resultados clínicos depende da habilidade do usuário em inserir os *inputs* corretos e selecionar um *output* coerente com o mecanismo de falha de interesse para a análise (16). A escolha correta dos *inputs* e *outputs* requer um grande conhecimento do problema em estudo e da ferramenta de AEF. A definição das estruturas que precisam ser representadas e a correta seleção da região de interesse para análise são pontos-chaves do processo e estão diretamente associados ao objetivo específico do estudo. Por exemplo, para avaliar o risco de reabsorção óssea peri-implantar por sobrecarga mecânica, é essencial que o modelo apresente uma representação precisa da interface osso-OMI.

Os OMIs podem ser uma alternativa interessante para mecânicas ortodônticas que requerem o controle máximo dos movimentos, para evitar efeitos colaterais. Por outro lado, para analisar o risco de reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente na intrusão de um dente extruído com o uso desse dispositivo, o OMI nem precisa ser representado no modelo, pois a carga ortodôntica pode ser representada com vetores de força e a região de interesse para a análise é o ligamento periodontal e não o osso peri-implantar (nem o OMI).

Nos últimos anos, houve um grande avanço no modo de simular falhas biomecânicas por AEF, incorporando na análise os conhecimentos vigentes quanto aos mecanismos biológicos envolvidos no processo. Entretanto, ainda hoje, muitos dos estudos de AEF na Odontologia utilizam critérios de falha clássicos para materiais inertes usados na Engenharia, que não são condizentes com os mecanismos biológicos envolvidos na falha em estudo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os mini-implantes tornaram-se um componente rotineiro dos dispositivos de ancoragem dos ortodontistas contemporâneos (17). Alguns fatores têm contribuído para o aumento da popularidade dos dispositivos de ancoragem temporária (DAT) em Ortodontia: a possibilidade de prevenir efeitos colaterais indesejados pela ancoragem esquelética, a relativa facilidade de colocação, o baixo custo, e a mínima necessidade de colaboração do paciente durante a movimentação ortodôntica (17). A estabilidade do dispositivo esquelético possibilita o alcance de máxima ancoragem para a aplicação de uma ampla gama de movimentos dentários ortodônticos, como fechamento de espaço, protração, retração, intrusão, extrusão e para auxiliar na Ortopedia Dentofacial (18).

2.1 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Na Engenharia, a análise por elementos finitos é uma ferramenta indispensável para prever e prevenir falhas mecânicas ainda na etapa de planejamento. Na Odontologia, a AEF tem potencial para prever e prevenir falhas por sobrecarga mecânica, como a perda óssea peri-implantar e a reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente (16).

Entretanto, embora vários estudos já tenham abordado as falhas de OMI por AEF, muitos deles apresentam limitações significativas, que prejudicam a previsibilidade das falhas. Essas limitações estão relacionadas à natureza do contato osso-OMI e à coerência entre os critérios de falha propostos e o mecanismo de remodelação óssea induzido pelo estímulo mecânico.

Uma inconsistência frequente é simular que existe uma união perfeita entre OMI e osso, representando uma condição de osseointegração. No entanto, alguns autores já mostraram que a distribuição de tensões e deformações gerada em um modelo que representa um implante osseointegrado é bem diferente daquela em que o implante é representado como não-osseointegrado, ou seja, não unido ao osso (10). Como, a princípio, o OMI entra em função antes de que possa ter ocorrido a

osseointegração, representá-lo como osseointegrado pode gerar conclusões inconsistentes quanto ao risco de perda de estabilidade.

A análise dos resultados é um ponto crítico na AEF, especialmente quando se trata de um estudo transdisciplinar, fora da Engenharia Mecânica. A questão torna-se mais complexa quando a falha em estudo envolve materiais biológicos, que apresentam uma resposta à solicitação mecânica bem distinta dos materiais inertes, mais comuns na Engenharia. É possível considerar, na interpretação da AEF, os conhecimentos vigentes quanto aos mecanismos biológicos envolvidos no processo de remodelamento ósseo induzidos por estímulo mecânico. Entretanto, muitos dos estudos recentes, que analisaram o risco de falha do OMI por reabsorção óssea peri-implantar, utilizaram critérios de falha e valores críticos que sugerem que os autores assumiram que o osso é um material inerte e que a falha do OMI estaria associada a resistência à tração ou à compressão do osso peri-implantar.

Quando solucionadas as limitações atuais, o método de elementos finitos garantirá um planejamento ortodôntico mais preciso, em modelos anatomicamente corretos, que possibilitará reduzir, ao mesmo tempo, o tempo de tratamento e o risco de falhas biomecânicas.

2.2 REPRESENTAÇÃO DA INTERFACE OSSO-OMI

A osseointegração não é necessária, nem desejável, nos OMIs. Quando ocorre, aumenta o risco de fratura do implante no momento da remoção (7). A ancoragem esquelética imediata é obtida, fundamentalmente, pela estabilidade primária, mediante a fixação mecânica das roscas no tecido ósseo (6). Entretanto, a maioria dos estudos de elementos finitos utiliza modelos que representam uma união “*soldada*” entre OMI e osso (19-21), o que caracterizaria uma condição de osseointegração em 100% da área implantada no osso, que não existe nem em implantes protéticos, e ainda com uma perfeita união em regiões osseointegradas, que também não simula a realidade (Tabela 2.1).

Tabela 2.1 - Lista dos estudos de OMI que utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar o risco de perda de estabilidade do dispositivo por reabsorção óssea peri-implantar. **NOI**: assumiram interface osso-OMI não osseointegrada. **OI**: assumiram interface osseointegrada, com união perfeita entre osso e OMI. **POI**: parcialmente osseointegrado

Autor	Modelo geométrico	Módulo de elasticidade do osso (GPa)	NOI ou OI	baseado em alguma teoria de remodelamento ósseo?(Qual?)	critério de falha utilizado	limites críticos considerados
Ugarte et al., 2021 (28)	Anatômico sem dente	Cortical (13,7); trabecular (0,2; 1,37; 3,0 e 5,5)	NOI	Sim (Frost)	Deformação principal maior	3.000 microstrain
Popa et al., 2020 (29)	Anatômico sem dente	Cortical (13,7); trabecular (1,6)	OI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Perillo et al., 2015 (24)	Cilíndrico ou bloco	Cortical (14); trabecular (3)	NOI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Holberg et al., 2014 (23)	Anatômico (seção posterior da mandíbula)	osso cortical e trabecular representados como anisotrópicos	NOI	não	Tensão efetiva	não mencionado
Lin et al., 2013 (22)	Osso cilíndrico	Cortical (17); trabecular (0,2)	NOI	Sim (Frost)	Deformação de Von Mises	4.000 microstrain
Liu et al., 2012 (30)	Bloco de osso	Cortical (14); trabecular (1,3; 0,65; 0,325 e 0,1625)	NOI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Singh et al., 2012 (31)	Cilíndrico ou bloco de osso	Cortical (18); trabecular (13,7)	NOI	não	Tensão, mas não menciona qual	não mencionado
Jasmine et al., 2012 (20)	Bloco de osso	Cortical (13,7); trabecular (1,6 e 5,5)	NOI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Duaibis et al., 2012 (11)	Bloco de osso (cubo)	Cortical (13,7); trabecular (1,3)	NOI	não	Tensão de Von Mises	resistência à tração (100–130 MPa) ou resistência à compressão (170–190 MPa)
Chang et al., 2012 (32)	Bloco de osso	Cortical (13,7); trabecular (1,37)	OI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Suzuki et al., 2011 (33)	Cilíndrico ou bloco	Cortical (14,7); trabecular (0,49)	OI	Sim (Frost)	Tensão de Von Mises	4000 microstrain
Yu et al., 2011 (34)	Bloco de osso	Cortical (13,7); trabecular (1,37)	OI	Sim (Frost)	Tensão mínima principal	54,8 MPa (tensão que corresponde a 4000 microstrain no cortical).
Choi et al., 2011 (35)	Anatômico	Cortical (12); trabecular (0,18)	OI	Sim (Frost)	Máxima tensão compressiva e Máxima tensão de tração	48 MPa tensão de compressão no osso cortical (E = 12.0 GPa).
Lin et al., 2010 (36)	Cilíndrico	Cortical (17); trabecular (0,2)	NOI; OI	Sim (Frost)	Deformação e Von Mises	4000 microstrain
Motoyoshi et al., 2009 (37)	Anatômico (seção da mandíbula com dente)	Cortical (14); trabecular (0,3)	OI	não	Stress - Von Mises	não mencionado
Stahl et al., 2009 (38)	Bloco de osso	Cortical (20); trabecular (1)	OI	Sim (Frost)	Deformação (não especificou tipo)	3.000 microstrain
Jiang et al., 2009 (39)	Anatômico - não baseado em tomografia	Cortical (14); trabecular (1,37)	OI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado

Gracco et al., 2009 (40)	Bloco de osso 2D	Cortical (13,7); trabecular (1,3)	NOI; OI; POI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Geramy et al. 2009 (41)	Anatômico -não baseado em tomografia	Cortical (34); trabecular (1,3)	OI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado
Brettin et al., 2008 (42)	Bloco de osso 2D	Cortical (13,7); trabecular (0,2)	OI	não	Tensão de Von Mises	não mencionado

Fonte: o autor.

A união perfeita é mais fácil de ser representada, pois não exige qualquer algoritmo adicional e permite uma análise linear, que apresenta menor custo computacional. Para simular uma união não perfeita, é necessário adicionar um algoritmo de contato, que torna a análise necessariamente não-linear. Para os algoritmos de contato comumente utilizados, é necessário adicionar o coeficiente de atrito entre osso e implante (11, 22-27). Não existe um consenso entre os autores a respeito de qual deve ser o valor deste coeficiente de atrito, que variou entre 0,2 e 0,5 nos artigos consultados (11, 22-27).

2.3 MECANOSTATO DE FROST

Nos últimos anos, houve um grande avanço no modo de simular a reabsorção óssea através do método por elementos finitos, incorporando às análises as teorias de remodelação óssea (43-46). A teoria mais aceita e difundida para prever a resposta óssea ao estímulo mecânico é a teoria do mecanostato de Frost (47). Essa teoria pode ser resumida em um gráfico de variação da densidade do osso em função da deformação e define quatro janelas de remodelamento (Figura 2.1):

- Janela de desuso - quando o valor de micro-deformação é muito baixo ou nulo ($\epsilon < 150 \mu\text{strains}$), predominam os processos de reabsorção e, portanto, há uma diminuição da densidade óssea.
- Janela de equilíbrio – para valores de deformação entre $150 \mu\text{strains}$ e $1.500 \mu\text{strains}$, ocorre um balanceamento entre os processos de reabsorção e de aposição, portanto, a densidade óssea não é alterada.
- Janela de sobrecarga fisiológica - para valores de deformação entre $1.500 \mu\text{strains}$ e $3.000 \mu\text{strains}$, os processos de aposição predominam, portanto ocorre um aumento da densidade óssea.

- Janela de sobrecarga patológica – para valores acima de 3.000 μ strains, voltam a predominar os processos de reabsorção, mas com maior intensidade do que na janela de desuso, portanto essa reabsorção costuma ser mais severa.

Figura 2.1 - Mecanostato de remodelação óssea induzida por estímulo mecânico proposto por Frost.

Fonte: o autor, a partir de dados de Frost (9).

É importante destacar que o valor crítico de 3.000 μ strain está bem abaixo do limite de resistência mecânica ou do limite de elasticidade do osso. Ou seja, os mecanismos que envolvem essa falha não estão relacionados à fratura frágil, quando um material frágil atinge um valor crítico de resistência à tração; ou à deformação plástica, quando um material dúctil atinge o seu limite de escoamento. Na perda óssea em questão, a falha ocorre pela ativação de respostas biológicas específicas, induzidas por este estímulo mecânico.

2.4 INFLUÊNCIA DA QUALIDADE ÓSSEA NO RISCO DE FALHA DO OMI

Uma revisão guarda-chuva recente (48) avaliou a eficácia dos DATs, e foi relatada uma elevada taxa de sucesso ($\geq 90\%$) na maioria dos estudos analisados. As falhas foram associadas a infecção, fratura do mini-implante ortodôntico, danos às estruturas adjacentes e perda do OMI (48). A perda do OMI pode estar relacionada à estabilidade primária insuficiente ou reabsorção óssea peri-implantar por sobrecarga (13). Parece lógico pensar que as características ósseas podem influenciar fortemente o grau de estabilidade primária do OMI e o risco de reabsorção óssea peri-implantar.

Desde o início da terapia com implantes, a qualidade óssea vem sendo apontada como diretamente relacionada ao sucesso do procedimento. Especificamente para os OMI, acredita-se que, em ossos de baixa densidade, a instalação do OMI pode falhar porque não atinge estabilidade primária suficiente, que é essencial para a ativação do mini-implante. A alta densidade óssea, por outro lado, está associada a maior dano tecidual durante a instalação do OMI, com uma zona de osteócitos mortos e em processo de degeneração celular, juntamente com microfraturas (49). Portanto, acredita-se que em ossos de alta densidade, a estabilidade primária inicialmente alcançada pode ser perdida pela reabsorção óssea devido às etapas cirúrgicas associadas à instalação do OMI (50).

A seleção do local de inserção do OMI também é um critério importante para o clínico (48). Em implantes dentários, uma maior taxa de sucesso tem sido relatada na mandíbula (51, 52), e isso ocorre provavelmente devido à maior qualidade do osso mandibular. No entanto, os mini-implantes ortodônticos interradiculares apresentam o resultado oposto. Muitos estudos relataram maiores taxas de sucesso de mini-implantes ortodônticos na maxila, apesar da maior qualidade óssea da mandíbula (53-55). Portanto, as características ósseas devem ser profundamente estudadas para melhor compreender seu impacto na terapia com mini-implantes (56).

Em relação aos critérios de falha, já está estabelecido que a deformação é o estímulo mecânico que impulsiona o processo de remodelação óssea. Foi postulado que quando a deformação ultrapassa o valor de 3.000 μ strain, o osso entra na janela de reabsorção patológica (47). A teoria de Frost não indica um tipo específico de deformação; portanto, tanto a tensão de compressão quanto a de tração acima desse limiar de 3.000 μ ε podem estar relacionadas ao risco de reabsorção óssea peri-implantar.

No entanto, a maioria dos artigos de elementos finitos em OMI que se basearam na teoria de Frost, se limitaram à análise a valores críticos da deformação de tração (10, 57), ou valores críticos da deformação de compressão (13). Ao usar a deformação máxima principal (valores positivos de ϵ_1 correspondem à deformação máxima de tração), o risco de reabsorção óssea fica restrito às áreas sob deformação de tração. O risco nas áreas sob compressão não pode ser avaliado. Portanto, a análise da deformação mínima principal (valores negativos de ϵ_3 correspondem à deformação máxima de compressão) também é crucial. Quando a deformação principal maior é

usada, é possível estudar simultaneamente o risco de reabsorção sob compressão e sob tração, o que é um benefício considerável.

2.5 REABSORÇÃO RADICULAR ORTODÔNTICA

A reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente (RRIIO) é considerada um problema médico-legal de grande relevância para os ortodontistas (58, 59). A teoria mais difundida para explicar o mecanismo da RRIIO associa o risco de reabsorção com o nível de compressão do ligamento periodontal (60). Quando essa compressão ultrapassa o valor da pressão sanguínea no capilar, que é da ordem de 4,7 kPa, o risco de RRIIO é considerado alto (61-63).

Diversos autores investigaram a relação entre a magnitude da força aplicada e a severidade da reabsorção radicular (64-70) e defendem o uso de uma “força ótima”, cuja intensidade seja suficientemente alta para promover movimentação dentária em um tempo relativamente curto, mas suficientemente baixa para evitar a reabsorção radicular ou limitar a reabsorção a níveis clinicamente aceitáveis (71).

A RRIIO pode levar a uma redução significativa do comprimento radicular, comprometendo a proporção coroa/raiz do dente afetado (72). Isso é de grande importância clínica, especialmente quando coincidente com perda óssea alveolar por histórico de doença periodontal ou em combinação com retratamento ortodôntico. Nos casos de retratamentos ortodônticos, quando a força é aplicada sobre um dente com a superfície externa já traumatizada, o início da reabsorção será provavelmente mais rápido e mais severo em comparação ao que ocorre durante a ativação primária.

Nos últimos anos, o tratamento ou retratamento ortodôntico ficou mais frequente em pacientes adultos (74), que, muitas vezes, apresentam periodonto reduzido devido a histórico de doença periodontal, levando a uma preocupação ainda maior quanto ao risco de RRIIO (73). O manejo de pacientes ortodônticos adultos com perda óssea severa é um desafio (75). Estudos clínicos mostraram que pacientes com periodonto reduzido, mas saudável, podem ser submetidos a tratamento ortodôntico sem agravar suas condições periodontais (76, 77).

A análise por elementos finitos é uma ferramenta bastante eficiente para avaliar o risco de RRIIO. Como qualquer modelo de estudo, essa metodologia exige algumas

simplificações para a solução numérica do problema. Entretanto, algumas simplificações podem comprometer a precisão dos resultados. Ao revisar os estudos de RRIIO por elementos finitos, percebe-se que a maioria representa o ligamento periodontal como um material linear (78).

3 PROPOSIÇÃO

Esta tese está dividida em três partes, sendo cada uma delas um estudo independente, com proposição própria. O aspecto que confere unidade à tese é que os três estudos utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar os riscos de falhas biomecânicas em tratamentos ortodônticos com uso de mini-implantes interradiculares. As vantagens e desvantagens das diferentes estratégias de modelamento utilizadas no estudo e as particularidades na definição do critério de falha foram criticamente analisadas e confrontadas com a literatura.

3.1 OBJETIVO GERAL

Explorar os potenciais, os requisitos e as limitações do uso da análise de elementos finitos para prever as falhas biomecânicas associadas aos tratamentos ortodônticos com o uso de mini-implantes, com foco na falta de estabilidade primária do OMI, na perda da estabilidade inicialmente conquistada devido à reabsorção óssea peri-implantar e na reabsorção radicular inflamatória induzida ortodonticamente.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

3.2.1 Parte 1

- Avaliar a influência do modo de representar a interface osso-OMI (osseointegrada ou não osseointegrada) sobre a previsão do risco de reabsorção óssea peri-implantar, em modelos de qualidades óssea diferentes.

3.2.2 Parte 2

- Avaliar a influência da densidade óssea no risco de perda de estabilidade primária do OMI (avaliada pelo deslocamento do OMI) e de reabsorção óssea peri-implantar (avaliada pela deformação principal maior na interface osso-OMI) na região posterior da maxila e da mandíbula. Além disso, foi realizada uma análise crítica de estudos de elementos finitos para explicar a contradição do maior sucesso clínico para OMIs colocados na maxila, apesar da maior qualidade do osso da mandíbula.

3.2.3 Parte 3

- Comparar o risco de reabsorção radicular ortodôntica pela intrusão de pré-molar em situações de diferentes níveis de suporte periodontal: um modelo controle e três modelos representativos de perdas graduais de altura óssea.
- Comparar duas mecânicas de intrusão (convencional e com mini-implante ortodôntico) quanto ao risco de RRIIO nas situações de diferentes níveis de suporte periodontal.
- Verificar qual seria a redução da força para que as tensões no ligamento periodontal nos modelos com reabsorção óssea fossem similares a de um modelo controle.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Tal como se recomenda ao realizar trabalhos de simulação por elementos finitos, na Parte 1 foram utilizados modelos mais simples, e a complexidade geométrica foi aumentada gradualmente. Dentro dessa estratégia, foram criados três grupos de modelos, de acordo com o tipo de geometria (cilíndricos – parte 1, anatômicos sem dentes – parte 2 e anatômicos com dente – parte 3). O uso de arquivos DICOM para a construção dos modelos anatômicos foi aprovado pelo comitê de ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (registro Nº 4.251.051) (ANEXO A - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA).

4.1 PARTE 1: MODELOS CILÍNDRICOS

Os modelos da Parte 1 foram denominados de cilíndricos por representar o mini-implante ortodôntico inserido em um osso cilíndrico (Figura 4.1). Esses modelos foram construídos utilizando programas de CAD e de elementos finitos (AutoDesk Inventor Professional, MSC. Apex e MSC. Marc.Mentat). A Figura 4.1 mostra o diagrama de fluxo das etapas envolvidas neste estudo *in silico*.

Figura 4.1 - Diagrama de fluxo das etapas envolvidas neste estudo *in silico*

Fonte: o autor.

As medidas do OMI (Figura 4.2) foram baseadas nas especificações da marca Absoanchor (Dentos Inc, Daegu, Korea do Sul) de cabeça pequena com 1,4 mm de diâmetro no pescoço, 1,3 mm de diâmetro na ponta e 7 mm de comprimento.

Figura 4.2 - Geometria do OMI gerada no programa Autodesk Inventor

Fonte: o autor.

O osso foi inicialmente representado por dois cilindros concêntricos de 10 mm de altura, um com 8 mm de diâmetro e o outro com 3,5 mm. Em seguida, foi realizado um corte transversal para dividir os cilindros em uma camada de osso cortical e outra de osso trabecular. Foram gerados quatro modelos geométricos (Figura 4.3), diferenciados pela variação na altura do osso cortical (79, 80).

Figura 4.3 - Geometria dos 4 modelos

Fonte: o autor.

Os quatro modelos foram exportados no formato STEP (Standard for the Exchange of Product model data) para o programa MSC. Apex (MSC Software, Santa Ana, CA, EUA) para realizar os seguintes procedimentos de edição e construção das malhas:

- A partir das superfícies do OMI e dos cilindros de 3,5 mm de diâmetro foram realizadas operações Booleanas para eliminar sobreposições entre os sólidos.
- Foi realizado um corte longitudinal para dividir os sólidos em uma metade mesial e outra distal, com o objetivo de facilitar a visualização dos resultados. Todos os sólidos resultantes foram fusionados e convertidos em células ao selecionar a ferramenta “Merge Solid” do programa Apex, formando um sólido único final. Esta estratégia foi adotada com o intuito de garantir convergência entre as malhas dos diferentes sólidos, ou seja, garantir o encontro dos nós de sólidos adjacentes ao longo da interface entre eles.
- Para a construção das malhas, foi selecionado o elemento do tipo tetraédrico de quatro nós. O tamanho da aresta de cada célula foi ajustado para garantir maior densidade de elementos na região de interesse (osso peri-implantar, especialmente na interface osso-OMI). Assim, nas superfícies da interface OMI-osso foi atribuído um valor de aresta de 0,05 mm; nas células do osso peri-implantar e nas células do corpo do OMI, um valor de 0,1 mm; nas células da cabeça do OMI, um valor de 0,3 mm; e nas células da parte mais externa do ossos, um valor de 3 mm.
- O modelo discretizado foi exportado para o programa MSC. MarcMentat (MSC Software, Santa Ana, CA, EUA) no formato Bdf (Glyph Bitmap Distribution Format).

No programa MSC. Mentat foram realizados os demais passos de pré-processamento. Todos os materiais foram considerados lineares, elásticos, homogêneos e isotrópicos, sendo caracterizados pelo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson apresentados na Tabela 4.1. As propriedades do osso cortical foram as mesmas nas diferentes condições simuladas, enquanto o osso trabecular apresentou diferentes módulos de elasticidade para caracterizar a densidade característica de cada condição simulada (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Módulo de elasticidade (E), coeficiente de Poisson (γ) e valor crítico para falha dos materiais simulados

Material	E (GPa)	γ	Ref.
Implante (Titânio)	113,4	0,342	(81)
Osso cortical	13,7	0,3	(81)
Osso trabecular			(10)
GI	0,3		(82)
GII	1,37	0,3	(19)
GIII	3,0		(24)
GIV	5,5		(20)

Fonte: o autor.

Para cada modelo, foram simulados dois tipos de contato entre o OMI e o osso: osseointegrado e não osseointegrado. Para a condição de osseointegração (OI) a análise foi linear e considerava uma união perfeita entre osso e OMI. Para a condição não osseointegrado (NOI), a análise foi não linear, e foi atribuído um contato do tipo “touch” entre osso e OMI, com um coeficiente de atrito de 0,3 (83). Nos modelos NOI, as tensões de compressão e de cisalhamento eram transmitidas entre as estruturas em contato, mas as tensões de tração não. Portanto, diante de esforços de tração, ocorria a separação entre osso e OMI.

Foi aplicada uma força de 2 N perpendicular ao longo eixo do mini-implante na cabeça do OMI (no nó localizado no vértice esquerdo inferior, onde começa o topo da cabeça do OMI). Com o propósito de evitar o movimento de corpo livre, foram restritos os seis graus de liberdade dos nós localizados na superfície lateral e inferior do cilindro ósseo.

As deformações principais maiores (ε_M) foram analisadas para prever o risco de reabsorção óssea peri-implantar. O valor ε_M corresponde à deformação máxima de tração ou à deformação máxima de compressão, de acordo com o seguinte critério:

se $|\varepsilon_1| > |\varepsilon_3| \rightarrow \varepsilon_M = \varepsilon_1 = \text{deformação máxima de tração}$

se $|\varepsilon_1| < |\varepsilon_3| \rightarrow \varepsilon_M = \varepsilon_3 = \text{deformação máxima de compressão}$

Sendo que ε_1 corresponde à deformação máxima principal e ε_3 corresponde à deformação mínima principal. Foi assumido que uma tensão de tração ou de compressão acima de 3.000 μstrain aumentaria o risco de reabsorção óssea peri-implantar.

4.2 PARTE 2: MODELOS ANATÔMICOS SEM DENTE

Na parte 2 foram representados os contornos sagitais externos da maxila e da mandíbula (Figura 4.4), baseados em uma tomografia computadorizada de um homem de 32 anos. Foram testadas condições de qualidade óssea semelhantes às aquelas exploradas na Parte 1, mas diferenciadas entre maxila e mandíbula: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md).

Figura 4.4 - Modelos de elementos finitos simulando quatro condições de densidade óssea: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md). C_t = espessura do osso cortical (em mm). T_E = módulo de elasticidade do osso trabecular (em GPa)

Fonte: o autor.

A modelagem da maxila e mandíbula foi realizada utilizando Rhino3D (versão 5, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA), e a geração de malhas com MSC Apex (MSC Software, Santa Ana, CA, EUA).

Após um teste de convergência de malha, o modelo da maxila consistiu em 592.325 elementos tetraédricos de quatro nós e o modelo da mandíbula em 576.384

elementos tetraédricos de quatro nós. Os quatro modelos representaram uma região posterior, com um mini-implante ortodôntico de titânio (9,5 mm de comprimento e 1,4 mm de diâmetro) inserido no osso cortical e trabecular da maxila (LD-Mx e C-Mx) ou mandíbula (C-Md e HD-Md). As propriedades do material foram apresentadas na Tabela 4.2. Um coeficiente de atrito de 0,3 foi atribuído à interface osso-OMI para simular uma condição de não-osseointegração (condição coerente com o tempo imediatamente após a inserção do OMI).

Tabela 4.2 - Propriedades dos materiais usados no estudo

Materiais	Módulo de Elasticidade E (GPa)	Coefficiente de Poisson (γ)
Mini-implante ortodôntico (titânio)	113,4	0,3
Osso cortical	13,7	0,3
Osso trabecular		
LD-Mx	0,2	
C-Mx	1,37	
C-Md	3,0	0,3
HD-Md	5,5	

Fonte: o autor.

Para simular uma retração em massa dos seis dentes anteriores, foi aplicada uma força ortodôntica na cabeça do OMI (Figura 4.5) na direção horizontal. Foram simuladas duas intensidades de carga: 2 N, coerente com o cenário clínico, e 10 N, representando uma condição de sobrecarga. Foram atribuídas restrições (zero graus de liberdade) às faces laterais e inferior do osso (Figura 4.5), que estavam suficientemente longe da região óssea peri-implantar.

O pico de deslocamento intraósseo do OMI foi analisado para prever o risco de falha da estabilidade primária, enquanto o risco de reabsorção óssea peri-implantar foi avaliado pelo mesmo critério utilizado na Parte 1 do estudo (deformação principal maior), também assumindo que uma deformação de tração ou de compressão acima de 3.000 μ strain aumentaria o risco de reabsorção óssea peri-implantar.

Figura 4.5 - Condições de carregamento e de contorno dos modelos de elementos finitos. Uma carga mesial foi aplicada na cabeça do mini-implante e o deslocamento dos nós localizados nas superfícies do osso cortante foi restringido (zero graus de liberdade). A: Dimensões e carregamento OMI. B: Modelos de maxila. Modelos de mandíbula

Fonte: o autor.

4.3 PARTE 3: MODELOS ANATÔMICOS COM DENTE

Um modelo anatômico 3D foi construído representando um segundo pré-molar unirradicular inserido em um segmento ósseo maxilar (Figura 4.6). A geometria do dente foi importada da biblioteca virtual on-line da Universidade de Dundee (<https://sketchfab.com/DundeeDental>). O contorno externo sagital do osso maxilar foi baseado em uma tomografia computadorizada de um homem de 32 anos de idade e foi construído usando o programa Rhino3D (versão 5, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA). O uso do arquivo DICOM neste estudo de pesquisa foi aprovado pelo comitê de ética da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (número de registro 4.251.051).

Usando um software CAD (programa Rhino3D, versão 5, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA), as dimensões dos dentes foram ajustadas aos valores

médios de referência, disponíveis no livro Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Occlusion [27] e divididas em esmalte, dentina, polpa e cimento (0,2 mm). O osso maxilar foi dividido em osso cortical e trabecular. As camadas uniformes da lâmina dura (0,35 mm) e do PDL (0,3 mm) foram também representadas. Com base no modelo de controle, foram simuladas três condições de reabsorção óssea (Tabela 4.3), com perda de altura óssea alveolar de aproximadamente 2 mm, 4 mm e 6 mm.

Tabela 4.3 – Parâmetros para modelo controle e modelos com redução do suporte periodontal

Código do modelo	Condição simulada	altura da raiz inserida (mm)	altura da raiz inserida (%)	Número total de elementos	Número total de nós
CTL	controle - sem perda de altura óssea	13,8	100	809.918	138.233
R2	reabsorção óssea horizontal de 2 mm	11,9	87	715.493	122.302
R4	reabsorção óssea horizontal de 4 mm	9,9	72	589.117	101.029
R6	reabsorção óssea horizontal de 6 mm	7,8	57	485.406	83.771

4.3.1 Modelos de elementos finitos

A geometria do modelo de controle foi importada para um software de elementos finitos (Apex Software, MSC Software, Santa Ana, CA, EUA). Foi adotado um refinamento de malha localizado [28], reduzindo gradualmente o tamanho do elemento na região de interesse (ligamento periodontal). Após o teste de convergência da malha, o número total de elementos variou entre 485.406 e 809.918 (Tabela 4.3).

Todos os materiais foram considerados lineares, elásticos, homogêneos e isotrópicos, exceto o ligamento periodontal. O ligamento periodontal foi caracterizado como um material não linear [29] para simular a diferença de comportamento do material dependendo da intensidade e do tipo de estímulo mecânico (tração ou compressão).

Figura 4.6 - Geometria e malha. A: Geometria do modelo de controle. B: Dimensões do dente. C: Modelos com suporte periodontal reduzido. D: Malha da metade palatina do modelo de controle. E: Malha das metades palatino e vestibular do ligamento periodontal.

Fonte: o autor.

Tabela 4.4 - Propriedades dos materiais.

Material	Módulo de elasticidade E (GPa)	Razão de Poisson (ν)
Polpa	0,0021	0,33
Dentina	18,6	0,31
Esmalte	80	0,45
Ligamento periodontal	Modelo não-linear [29]	0,45
Cortical e Lâmina dura	13,7	0,32
Osso Trabecular	1,37	0,30

Para cada modelo, foram simuladas duas mecânicas ortodônticas intrusivas: (1) intrusão bilateral com mini-implantes, com um mini-implante colocado no lado vestibular e o outro no lado lingual, ambos conectados por uma cadeia elástica passando pela superfície oclusal; e (2) intrusão convencional, sem mini-implantes. Com base em um estudo clínico [30], foi escolhida uma magnitude de 25 cN de força como um valor de referência de força ideal para a intrusão do pré-molar. Essa força

de 25 cN foi conectada diretamente ao dente, usando vetores de força para representar o cenário clínico. Para a mecânica dos mini-implantes, foram aplicados vetores de força verticais de 12,5 cN em dois nós localizados no equador da coroa do segundo pré-molar: um nó na superfície vestibular e o outro na superfície palatina. Uma força vertical de 25 cN foi aplicada para a mecânica convencional em um nó localizado no equador da face vestibular, correspondendo ao centro da área da interface braquete-dente. Os parâmetros de análise foram ajustados para aplicar um centinewton por incremento, totalizando 25 incrementos.

Figura 4.7 - Mecânicas simuladas. Esquerda: a intrusão bilateral com mini-implantes foi representada por dois vetores de carga verticais aplicados nas faces vestibular e palatina do dente. Direita: a intrusão convencional foi representada por um vetor de carga vertical vestibular. Magnitude total da força: 25 cN

Fonte: o autor.

Foram atribuídas restrições (zero graus de liberdade) aos planos de corte do osso, que estavam suficientemente afastados da região de interesse para evitar interferência no cálculo numérico. O critério de falha adotado para a interpretação dos resultados da AEF foi a tensão hidrostática compressiva (σ_H) no ligamento periodontal.

Figura 4.8 - Restrição nos 6 graus de liberdade, aplicada nos contornos laterais externos, para cada um dos modelos de elementos finitos que foi estudado

Fonte: o autor.

4.3.2 Índice de risco de reabsorção radicular

O índice de risco de reabsorção radicular (iRRR) foi calculado dividindo o valor máximo de tensão hidrostática compressiva encontrada em cada modelo por 4,7 kPa (Equação 1).

$$iRRR = \frac{\text{maxima tensão hidrostática compressiva (kPa)}}{4,7(kPa)} \quad (1)$$

Foi assumido o valor de 4,7 kPa como o limite crítico para o risco de reabsorção radicular, já que corresponde à pressão sanguínea hidrostática nos capilares do ligamento periodontal. Foi construído um gráfico com o iRRR para cada modelo em função da altura da raiz inserida e avaliada a linha de tendência do conjunto de pares de dados.

4.3.3 Avaliação da força ótima intrusiva de pré-molares com periodonto reduzido

Foi avaliada a força ótima para a intrusão de pré-molares com periodonto reduzido utilizando uma estratégia com análise de elementos finitos. Nessa estratégia, as distribuições de σ_H compressivas obtidas no último incremento dos modelos de controle (incremento 25, correspondente à força de 25 cN) foram usadas como referência, assumindo que a reabsorção radicular seria clinicamente aceitável nestes casos. Para cada um dos modelos com reabsorção horizontal, o número de incremento foi gradualmente reduzido do último (incremento 25) até haver correspondência com o padrão de distribuição de tensões do modelo controle na mecânica correspondente. A força correspondente foi registrada.

Os valores de força ótima estimado pela estratégia da AEF foram comparados com aqueles obtidos pela fórmula analítica (Equação 2):

$$F = \sigma \cdot A \quad (2)$$

Na qual σ corresponde à tensão nominal, F corresponde à força ótima, e A corresponde à área da raiz inserida. Inicialmente, a tensão nominal do grupo de controle foi calculada dividindo a força de 25 cN pela área da raiz inserida correspondente (207,7 mm²), que foi obtida com auxílio do software Image-J. Em seguida, a tensão nominal calculada (0,120 cN/mm² = 1,2 kPa) foi usada para determinar o valor de força ideal para cada grupo de suporte periodontal reduzido.

Tabela 4.5- Força ótima calculada pela equação analítica.

Modelo	Área da raiz inserida (mm ²)	Tensão nominal (kPa)	Força ótima analítica (cN)	Redução de força ótima analítica (%)
CTL	207,7	1,2	25	0
R2	170,2		20,5	18
R4	127,2		15,3	39
R6	89,5		10,8	57

Fonte: o autor.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos em cada análise foram organizados em 3 partes, seguindo a sequência dos objetivos específicos.

5.1 PARTE 1: MODELOS CILÍNDRICOS

A Figura 5.1 apresenta a distribuição da deformação principal maior para os modelos osseointegrados e a Figura 5.2, para os modelos não-osseointegrados. Nas figuras, foi mostrada apenas a parte do osso mais próxima do implante e a escala de cor foi ajustada para que as áreas com deformações acima dos valores críticos de reabsorção ficassem em cinza, sendo que o cinza claro corresponde a áreas em que a deformação de tração ultrapassou o valor crítico de 3.000 μstrain e o cinza escuro, a áreas em que a deformação de compressão ultrapassou o valor de -3.000 μstrain . Os limites de deformação foram baseados na teoria do mecanostato de Frost (Figura 5.2).

Figura 5.1 - Padrões da distribuição de deformações principais maiores (em $10^3 \mu\epsilon$) nos ossos peri-implantares dos modelos (GI, GII, GIII e GIV) osseointegrados (OI) das metades do lado mesial, distal e vista bucal

Fonte: o autor.

Figura 5.2 - Padrões da distribuição de deformações principais maiores (em $10^3 \mu\epsilon$) nos ossos peri-implantares dos modelos (GI, GII, GIII e GIV) não-osseointegrados (NOI) das metades do lado mesial, distal e vista bucal

Fonte: o autor.

A Figura 5.3 evidencia a diferença da imagem deformada entre a condição de representar a interface implante-osso como perfeitamente unida (modelo osseointegrado) e a condição de representar esses materiais como apenas justapostos (não osseointegrado), quando da aplicação de uma força horizontal que simula a mecânica ortodôntica de retração dos dentes anteriores. No caso do modelo não osseointegrado, aparece uma fenda entre o osso e o mini-implante, enquanto a interface do modelo osseointegrado permanece completamente íntegra.

Em todos os grupos, o pico de deformação de compressão foi observado no osso cortical do lado mesial e o pico de tração no osso cortical do lado distal. Todos os modelos ficaram aquém do valor crítico de 3.000 μ strain, a partir do qual o osso entraria na janela de reabsorção óssea patológica. No entanto, o valor de compressão do modelo GI-NOI ficou muito próximo desse valor crítico, sugerindo um maior risco de reabsorção óssea peri-implantar.

Figura 5.3 - Representação da criação de fendas no modelo não -osseointegrado (NOI) e manutenção da continuidade da interface no modelo osseointegrado (OI)

Fonte: o autor.

5.2 PARTE 2: MODELOS ANATÔMICOS SEM DENTE

A Figura 5.4 apresenta a deformação do OMI (imagem com fator de escala de 50, para facilitar a visualização do padrão de distorção do corpo) sob 2 N e 10 N. O ajuste da escala foi realizado considerando os valores de deslocamento máximo e mínimo obtidos para o modelo LD-Mx (9,4 μm e 0,1 μm , respectivamente) como referência para padronização. O deslocamento intraósseo do OMI diminuiu conforme a densidade do osso trabecular e a espessura do osso cortical aumentaram. Um nível semelhante de estabilidade primária foi encontrado entre os modelos C-Md e HD-Md, que foi maior do que os modelos LD-Mx e C-Mx.

Figura 5.4 - Distribuição do deslocamento intraósseo (μm) para os quatro modelos: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de densidade (HD-Md). Fator de escala da deformada: 50

Fonte: o autor.

A Figura 5.5 e a Figura 5.6 apresentam os contornos da deformação principal maior do osso peri-implantar obtidos sob 2 N e 10 N, respectivamente. As deformações principais maiores de tração e de compressão diminuíram conforme a densidade óssea e a espessura do osso cortical aumentaram. Em todos os modelos, os picos de deformação compressiva foram maiores do que aqueles de tração. Os padrões de distribuição de deformação foram muito semelhantes entre C-Md e HD-Md. Em relação aos critérios de falha, apenas o modelo LD-Mx apresentou valores de deformação que ultrapassaram $\pm 3.000 \mu\text{strain}$ com uma carga de 2 N ($4.746 \mu\text{strain}$). Todos os modelos excederam o valor limite de deformação (tanto de tração quanto de compressão) com uma carga de 10 N.

Figura 5.5 - Distribuição da deformação principal maior (μstrain) para os quatro modelos sob 2 N: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md)

Fonte: o autor.

Figura 5.6 - Distribuição da deformação principal maior (μstrain) para os quatro modelos sob 10 N: maxila de baixa densidade (LD-Mx), maxila controle (C-Mx), mandíbula controle (C-Md) e mandíbula de alta densidade (HD-Md)

Fonte: o autor.

5.3 PARTE 3: MODELOS ANATÔMICOS COM DENTE

As distribuições de σ_H compressivas no ligamento periodontal para o cenário de força intrusiva de 25 cN foram apresentadas na Figura 5.7 para ambas as mecânicas simuladas, considerando tanto o modelo controle (CTL) quanto os modelos com perda de altura óssea alveolar (R2, R4, e R6). Foram apresentados o pico de σ_H compressivo e o índice de risco de reabsorção radicular (iRRR) para cada modelo. As faixas coloridas correspondem à tensão hidrostática compressiva. As regiões com σ_H compressiva acima de 4,7 kPa estão em amarelo, e as áreas sem σ_H compressiva estão em cinza.

Figura 5.7 – Distribuição de σ_H compressiva no ligamento periodontal com 25 cN para ambas as mecânicas de intrusão: com mini-implantes bilaterais e convencional. Para cada mecânica, foram comparados quatro modelos: CTL (controle), R2 (perda de altura alveolar óssea de 2 mm), R4 (4 mm), R6 (6 mm). A linha tracejada representa o contorno do modelo controle. Máximo: o σ_H compressivo máximo; iRRR: o índice de risco de reabsorção radicular.

Fonte: o autor.

Para as duas mecânicas, a área amarela, o pico de σ_H compressiva, e o índice de risco de reabsorção radicular aumentaram do CTL para o R6. Na mecânica intrusiva com mini-implante, a área amarela foi restrita à região apical do ligamento periodontal. Na intrusão convencional, a área amarela apical se deslocou para a região palatina, e surgiu uma área amarela adicional na região cervical vestibular para o modelo R6. O pico de σ_H e o índice de reabsorção radicular também foram mais altos na intrusão convencional.

Figura 5.8 - Índices de risco de reabsorção apical externa da raiz em função da altura do osso alveolar. As linhas de tendência de potência para cada conjunto de dados são apresentadas como linhas tracejadas, com sua equação correspondente e valor R-quadrado.

Fonte: o autor.

As forças ideais, estimadas por AEF, para a mecânica com mini-implantes foram ligeiramente maiores do que as da mecânica convencional (Figura 5.9). A força do modelo controle (25 cN) foi reduzida em 16% ou 20% para R2, 32% ou 36% para R4, e 48% ou 56% para R6, considerando a intrusão com mini-implantes bilaterais ou mecânica convencional, respectivamente.

Figura 5.9 - Força ideal intrusiva, estimada por AEF, para os modelos com suporte periodontal reduzido

Fonte: o autor.

As forças ótimas estimadas pela AEF para ambas as mecânicas (com mini-implantes bilaterais ou convencionais) foram comparadas com as calculadas pela fórmula analítica (Figura 5.10). Foi observada uma boa aproximação entre o cálculo analítico e a estimativa por AEF para intrusão convencional. A força estimada por AEF para intrusão com mini-implantes bilaterais foi ligeiramente maior.

Figura 5.10 - Redução prevista da força intrusiva em função da altura da perda óssea alveolar. As linhas de tendência lineares para cada conjunto de dados são apresentadas como linhas tracejadas, com sua equação correspondente e valor R-quadrado.

Fonte: o autor.

Ambas as estratégias (analítica e por AEF) mostraram uma relação linear ou quase linear entre a redução da força intrusiva e a perda da altura óssea alveolar (Figura 5.10). O coeficiente angular para a abordagem analítica ou por AEF para a intrusão convencional foi de aproximadamente 9% da redução da força por milímetro de perda da altura óssea. O coeficiente angular para a estimativa por AEF para a intrusão bilateral de mini-implantes foi de 8% da redução de força por milímetro de perda de altura do osso.

6 DISCUSSÃO

A presente tese de doutorado consistiu na compilação de três estudos independentes, que avaliaram, através da análise por elementos finitos, os riscos de falhas biomecânicas em tratamentos ortodônticos com uso de mini-implantes interradiculares.

6.1 REPRESENTAÇÃO DA INTERFACE OSSO-OMI

No delineamento da Parte 1, o foco estava em avaliar a influência do modo de representar a interface osso-OMI (osseointegrada ou não osseointegrada) sobre a previsão do risco de reabsorção óssea peri-implantar, em modelos de qualidades óssea diferentes.

Alguns autores já mostraram que a distribuição de tensões gerada em um modelo que represente um implante perfeitamente unido ao osso é diferente daquela em que o implante apresente contato e atrito com o osso, mas não esteja unido a ele (10). Assim, quando aplicada uma força que tenda a separar o osso do OMI em algum local da interface, a união perfeita impede a separação, gerando o aparecimento de tensões de tração na região. Entretanto, a condição de contato permite a formação de uma fenda entre osso e implante nas regiões em que a força tende a separar esses materiais, e a tensão de tração não aparece. Ou seja, ao longo da interface osso-OMI com condição de contato serão transmitidas tensões de compressão e cisalhamento, mas não serão transmitidas as de tração.

As duas abordagens utilizadas nesse estudo representam situações extremas de “osseointegração” e “não-osseointegração”, mas nenhuma delas considera as tensões residuais geradas na inserção do OMI. A condição de contato parece mais acertada para representar a etapa inicial do tratamento, pois o OMI entra em função antes de que possa ter ocorrido qualquer osseointegração. Vale destacar que tanto a abordagem da união perfeita quanto a condição de contato consideram que toda a superfície intraóssea do mini-implante está circundada por osso. Entretanto, estudos histomorfométricos em diferentes tipos de implantes revelam que a porcentagem do

implante efetivamente em contato com osso não chega normalmente a 80% (85-88). Para um dos parâmetros frequentemente utilizado, o “bone implant contact” (BIC), cuja fórmula está apresentada abaixo, as maiores médias variaram entre 19,5% e 78,5% nos estudos de mini-implantes ortodônticos analisados (86, 89-91).

$$\text{BIC (\%)} = \frac{\text{comprimento do implante em contato com tecido ósseo}}{\text{comprimento total do implante}} \times 100$$

Foram encontrados dois estudos que simularam, por AEF, diferentes porcentagens de BIC, variando de 0% a 100%, passando por valores intermediários. Um dos estudos representou um mini-implante ortodôntico (7) e o outro, um implante dentário (92), sendo que ambos utilizaram a mesma estratégia de criar uma camada de 0,2 mm ao redor do implante. Na condição BIC = 0%, os elementos dessa fina camada peri-implantar foram caracterizados com propriedades mecânicas compatíveis com o tecido mole. Na condição BIC = 100%, foram atribuídas propriedades mecânicas compatíveis com o tecido ósseo. Para condições intermediárias, a porcentagem de tecido ósseo presente na camada determinava a porcentagem de BIC. Entretanto, nesses estudos não havia a preocupação em relacionar a distribuição das propriedades desta fina camada com a arquitetura do osso trabecular peri-implantar.

A maioria dos estudos de OMI representa o osso trabecular como material homogêneo e isotrópico (11, 19, 20, 31, 33, 34, 38, 93-96), atribuindo um módulo de elasticidade que corresponde à média ponderada entre trabéculas (que têm as mesmas propriedades do osso cortical) e tecido medular (que se comporta como um espaço vazio). Alguns autores já destacaram a importância de considerar a arquitetura do osso trabecular para poder detectar a verdadeira distribuição das tensões ao redor de implantes dentários (97, 98), e é lógico pensar que o mesmo é válido para os OMI. Ao representar o osso trabecular como homogêneo e contínuo, o modelo de elementos finitos não consegue detectar concentração de tensões em uma ou algumas trabéculas, podendo assim subestimar o risco de reabsorção óssea. Isso porque, um modelo em que a propriedade do osso é uma média da propriedade da trabécula e do vazio (região sem tecido mineralizado), apenas pode responder com uma média das tensões na região. Por outro lado, representar a arquitetura do osso trabecular em um modelo cuja escala permita representar o mini-implante por inteiro implicaria em um custo computacional muito alto, mesmo considerando os avanços tecnológicos na área da informática nos últimos anos.

Em ossos de densidade muito baixa, a instalação de OMI pode falhar por não conseguir uma estabilidade primária, necessária para a ativação do mini-implante (8). Por outro lado, quando o osso é muito denso, acredita-se que a estabilidade primária inicialmente conquistada pode ser perdida pela necrose tecidual gerada pelos passos cirúrgicos associados à instalação do mini-implante (8), ou por altas deformação no osso peri-implantar que podem ultrapassar o valor crítico da janela de reabsorção óssea patológica proposta por Frost (5, 9, 10). Essas altas deformações podem estar associadas às tensões residuais da instalação do mini-implante, às tensões geradas pela força ortodôntica aplicada neste dispositivo de ancoragem temporária ou à somatória destas tensões. Em qualquer um desses casos, pode se desencadear um processo de remodelação com predomínio inicial de reabsorção peri-implantar, que pode conduzir à perda de estabilidade do OMI.

Muitos estudos científicos têm utilizado a análise por elementos finitos (AEF) para avaliar o risco de falhas biomecânicas associadas aos OMIs. Entretanto, uma inconsistência frequente é simular que existe uma união perfeita entre OMI e osso, que representaria uma condição de osseointegração. No entanto, alguns autores já mostraram que a distribuição de tensões gerada em um modelo que representa um implante osseointegrado é bem diferente daquela em que o implante é representado como não-osseointegrado, ou seja, não unido ao osso (10). Como, a princípio, o OMI entra em função antes de que possa ter ocorrido a osseointegração, representá-lo como osseointegrado pode gerar conclusões inconsistentes quanto ao risco de perda de estabilidade.

6.2 INFLUÊNCIA DA DENSIDADE ÓSSEA NO RISCO DE PERDA DE ESTABILIDADE PRIMÁRIA DO OMI

A estabilidade primária é definida como a estabilidade do implante imediatamente após a inserção do OMI, que depende principalmente do travamento mecânico das suas roscas com o osso cortical (55, 99). Estudos clínicos demonstraram que a estabilidade primária do OMI é influenciada pela preparação do local do implante, o ângulo de inserção, o desenho do OMI e a qualidade óssea (99). Dentre todas essas variáveis, já foi declarado que o fator mais crítico para o sucesso

da estabilidade do OMI é a qualidade óssea, estando relacionada aos aspectos fisiológicos e estruturais, e com o grau de mineralização do tecido ósseo (99). Alguns autores assumiram que a qualidade do osso equivale à densidade mineral óssea, enquanto outros consideraram que a qualidade óssea se refere à espessura cortical (99). Ainda assim, é consenso que tanto a baixa qualidade quanto a quantidade insuficiente de osso pode causar a falta de retenção dos mini-implantes.

O torque máximo de inserção (TMI) e o nível de mobilidade têm sido usados como os principais parâmetros para avaliar a estabilidade primária e as taxas de sucesso do OMI em estudos clínicos longitudinais (55). Em estudos de elementos finitos, a estabilidade primária é comumente avaliada pelo deslocamento do OMI (10, 15), e um pequeno deslocamento corresponde a alta estabilidade. Uma correlação direta entre o deslocamento em EF e o TMI clínico não é viável. No entanto, os resultados desse estudo corroboram com os resultados clínicos (100) e experimentais de TMI (101, 102): o deslocamento diminuiu conforme a espessura do osso cortical e o módulo de elasticidade trabecular aumentaram.

Os valores de pico de deslocamento observados no presente estudo foram compatíveis com artigos de elementos finitos que utilizaram regime de carga e representação de interface osso-OMI semelhantes (10, 12, 14). Até onde sabemos, na literatura, não há relato de valor de deslocamento crítico capaz de prever uma condição de estabilidade primária insuficiente do OMI. Para implantes dentários, foi sugerido um limiar de deslocamento entre 50 e 150 μm , dependendo da geometria do implante e dos aspectos da superfície (103). Um deslocamento dessas magnitude comprometeria o processo de osseointegração, favorecendo o desenvolvimento de tecido cicatricial fibroso ao redor do implante ao invés de aposição óssea, o que comprometeria a estabilidade do implante (103). É esperado que o limiar crítico de deslocamento para OMIs seja maior em comparação com o sugerido para implantes dentários. Duas razões principais justificam essa hipótese. Primeiro, o OMI é geralmente carregado com uma força baixa, estática e unidirecional, que é menos deletéria do que a força alta, dinâmica e multidirecional do implante dentário (104). Em segundo lugar, a osseointegração não é necessária para OMIs. Portanto, certo grau de mobilidade pode ser aceitável (104), desde que não comprometa a estabilidade clínica e a retenção do OMI.

O pico de deslocamento intraósseo do OMI obtido no presente estudo estava bem abaixo do limite de 50-100 μm , sugerindo que a estabilidade primária seria

suficiente mesmo no cenário de sobrecarga mecânica em uma maxila com baixa densidade. Portanto, o risco de falhas clínicas devido à estabilidade insuficiente do OMI imediatamente após sua inserção não foi confirmado neste estudo. Mas vale destacar que o modelo LD-Mx, simula uma situação de osso com baixa densidade, porém contínuo, o que provavelmente não representa, com precisão, o cenário clínico crítico em que a região de inserção do OMI apresenta um espaço medular amplo.

Por outro lado, quando uma carga excessiva é aplicada, os mini-implantes inicialmente estáveis podem ter sua mobilidade gradualmente aumentada e, eventualmente, falhar (104). A tensão e a deformação gerados no osso peri-implantar durante a carga ortodôntica estimulam os processos de remodelação óssea, e os resultados dependem das intensidades de tensão e deformação. De acordo com a teoria mecanostática de Frost (47), um nível de 1.500 - 3.000 μ strain produziria um ganho de massa óssea, uma vez que o processo de formação óssea supera o processo de reabsorção. Acima de 3.000 μ strain, o osso estaria em uma janela patológica, onde o processo de reabsorção domina.

Com base na qualidade óssea da maxila (referindo-se tanto à densidade mineral óssea quanto à espessura cortical), seria de se esperar que os OMIs colocados na mandíbula apresentassem maiores taxas de sucesso em comparação com os colocados na maxila. No entanto, evidências robustas suportam o maior sucesso clínico para OMIs quando colocados na maxila (48, 53, 55, 105). Uma meta-análise recente (55), baseada em 26 estudos clínicos (5 randomizados e 21 não randomizados) e 3934 OMIs, relatou maiores taxas de sucesso na maxila (89%) em comparação com a mandíbula (82%). Esses resultados corroboram com o que foi encontrado em uma revisão sistemática anterior que relatou maiores taxas de sucesso para a maxila (87,9% versus 80,4% para a mandíbula) (53), e em uma meta-análise relatando maiores taxas de falha na mandíbula (19,3% versus 12% para a maxila) (105).

De acordo com os resultados do presente estudo, a maxila está mais sujeita a perder sua estabilidade devido às condições de sobrecarga, principalmente na condição de baixa densidade, quando as deformações sob tração e compressão ultrapassam o limite de 3.000 μ strain. Ainda assim, altas cargas iniciais devem ser evitadas para todos os locais de inserção, uma vez que todos os modelos de EF excederam os limites de deformação sob compressão para a condição de sobrecarga. No modelo da maxila de baixa densidade, o limite de deformação de compressão

também foi atingido para a carga de 2 N, reforçando a vulnerabilidade desse cenário de baixa qualidade óssea. Isso explica por que a falta de estabilidade inicial é frequentemente observada no caso de espessura do osso cortical inferior a 1 mm (105). Os resultados do presente estudo estão de acordo com estudos anteriores de EF que mostraram uma diminuição do pico de tensão ou deformação no osso peri-implantar com o aumento da espessura do osso cortical e/ou do módulo de elasticidade do osso trabecular (11, 13). No entanto, conforme relatado por um artigo recente, o efeito da espessura cortical nos picos de tensão ou deformação peri-implantar não foi linear, e a partir de um determinado valor, um aumento da espessura do osso cortical ($Ct > 2$ mm) não contribuiu para uma maior estabilidade de OMI (13). Nem o aumento da espessura cortical de 2 mm para 3 mm, nem o osso trabecular mais denso (aumento do módulo de elasticidade de 3 e 5,5 GPa) pareceram exercer uma vantagem para a estabilidade do OMI quando os modelos C-Md (controle) e HD-Md (mandíbula de alta densidade) foram comparados.

A compreensão dessa aparente contradição é crucial para as decisões clínicas em terapias com OMI. Se, por um lado, o alto torque de inserção contribui para a estabilidade imediata do implante, por outro lado, ele aumenta o risco de dano do osso interfacial durante a inserção, comprometendo a manutenção da estabilidade do OMI (49). Estudos experimentais já mostraram que as tensões e deformações de inserção do OMI podem ser altas o suficiente para causar microfraturas no osso (106). É plausível que o efeito negativo dessas tensões e deformações na região óssea interfacial aumente com o aumento do torque de inserção e da rigidez óssea (107). Isso explica por que no estudo clínico de Motoyoshi et al. (107) o torque de inserção da mandíbula foi significativamente maior no grupo de falha do que no grupo de sucesso.

A implicação clínica desses achados é que, para uma maxila de baixa densidade, um maior torque de inserção é desejável para garantir a estabilidade inicial do OMI, enquanto para uma mandíbula densa, um alto torque de inserção deve ser evitado. Portanto, pode haver algum benefício em realizar uma pré-perfuração em áreas de osso cortical espesso e denso, como a mandíbula (108), uma vez que os torques de inserção dos mini-implantes autoperfurantes inseridos nessas regiões tendem a se aproximar de seus respectivos valores de torque na fratura (100). Outra questão clínica relevante é que a maior rigidez da mandíbula facilita o superaquecimento ósseo durante o procedimento de pré-perfuração, principalmente

quando se utiliza a técnica de autorroscagem (109). Por outro lado, quando uma técnica de autoperfuração é utilizada, a necrose térmica do osso pode ser evitada, mas é observado um maior microdano no osso cortical (50).

Mesmo que a análise de elementos finitos seja uma ferramenta poderosa para estudar falhas biomecânicas, uma análise crítica das condições de carregamento é crucial para a precisão dos resultados. Como a maioria dos estudos OMI por EF publicados, o presente estudo não foi desenhado para prever a maior vulnerabilidade de reabsorção óssea da mandíbula relacionada à deformação residual ou à necrose térmica: objetivo foi calcular as deformações geradas apenas a partir das forças ortodônticas. Até onde sabemos, apenas três estudos de EF simularam o procedimento de inserção do OMI (49, 110, 111). Todos eles simularam uma técnica de autorroscagem e nenhum considerou o problema do superaquecimento. Em dois estudos (110, 111), análises dinâmicas foram realizadas para simular o avanço de 5 mm do mini-implante ($\varnothing = 1,3$ mm) em um disco de osso cortical de 1 mm de espessura com um orifício de pré-perfuração ($\varnothing = 0,9$ mm).

Nos estudos supracitados (110, 111), os autores usaram propriedades diferentes para representar o osso, mas, ainda assim, seus principais achados foram semelhantes: os valores de tensões e deformações interfaciais ósseas eram maiores do que o valor limite que desencadeia a reabsorção óssea patológica. Em ambos os artigos, um modelo animal foi usado para avaliar a confiabilidade da análise de EF. Um terceiro estudo (49), que também combinou um modelo animal com análise por elementos finitos, forneceu evidências moleculares, celulares e histológicas in vivo dos danos ao osso peri-implantar associados ao alto torque de inserção do OMI. As tensões ósseas altas foram associadas à constrição do fluxo sanguíneo, microfraturas no osso peri-implantar e extensa morte de osteócitos. Embora as respostas biológicas complexas do osso devido à inserção do OMI não tenham sido totalmente representadas no presente estudo, fica evidente que a simulação das deformações geradas pela inserção do implante é fundamental para a previsão do maior risco de falha em mandíbula de alta densidade pelo método de elementos finitos (49).

Outras suposições simplificadas usadas neste estudo podem ter afetado a precisão dos resultados. Em primeiro lugar, a limitação de considerar ossos corticais e trabeculares como materiais homogêneos pode afetar a correspondência dos resultados de elementos finitos com as falhas clínicas, porque já foi demonstrado que modelos homogêneos apresentam distribuições e magnitudes de tensões e

deformações substancialmente diferentes (10). Em segundo lugar, embora uma condição de não osseointegração entre OMI e osso tenha sido simulada, havia uma interface osso-implante contínua em todos os modelos, o que não representa a condição clínica, especialmente na maxila de baixa densidade, onde grandes áreas de vazios (sem tecido mineralizado) estão presentes. Finalmente, a tensão crítica de 3.000 μ -strain proposta por Frost foi criticada como um valor válido de reabsorção óssea patológica induzida mecanicamente para maxila e mandíbula. Todas essas limitações devem ser abordadas em estudos futuros.

6.3 RISCO DE RRIIO EM PACIENTES COM PERIODONTO REDUZIDO

A extrusão de dentes posteriores superiores é frequentemente observada em adultos que sofreram a perda precoce dos antagonistas [31]. O grau de sobre erupção é mais notável para pacientes com suporte periodontal reduzido [32]. A intrusão ortodôntica é a abordagem menos invasiva para restaurar o plano oclusal para reabilitação protética. Entretanto, a mecânica intrusiva dos dentes posteriores foi considerada um desafio até o desenvolvimento dos mini-implantes ortodônticos [31, 33]. Os mini-implantes permitem o controle dos movimentos dentários em três dimensões com pouca ou nenhuma perda de ancoragem, permitindo a realização de intrusão pura dos dentes [34].

No cenário de perda de altura óssea alveolar, o centro de resistência é deslocado apicalmente e a superfície da raiz remanescente com suporte periodontal é diminuída [18]. Há um consenso de que a redução da força intrusiva em dentes periodontalmente comprometidos é essencial para evitar a reabsorção apical externa da raiz. Embora tenha sido sugerido que a redução da força deve ser proporcional à altura da perda óssea [14-17], a determinação precisa da força ótima permanece incerta.

O presente estudo foi projetado para verificar, por análise de elementos finitos, o risco de reabsorção apical externa da raiz durante uma intrusão ortodôntica de pré-molares superiores extruídos com suporte periodontal reduzido. Duas mecânicas diferentes foram simuladas: a intrusão convencional e a intrusão bilateral de mini-implantes. Usando o método de elementos finitos, a força ideal de intrusão ortodôntica

foi determinada para diferentes níveis de perda de altura óssea alveolar de um pré-molar unirradicular para ambas as mecânicas.

6.3.1 Índice de risco de reabsorção radicular

A tensão hidrostática compressiva (σ_H) tem sido considerada o melhor critério de falha para avaliar o risco de reabsorção radicular por análise de elementos finitos [24, 26]. O valor considerado crítico foi de 4,7 kPa, que corresponde à pressão sanguínea hidrostática dos capilares. A tensão hidrostática compressiva acima deste valor estaria relacionada à obstrução capilar e, conseqüentemente, ao desencadeamento do fenômeno de reabsorção radicular externa [24, 25]. Por outro lado, um estímulo mecânico eficaz é necessário para promover a remodelação óssea alveolar correspondente ao movimento ortodôntico desejado.

A distribuição compressiva de σ_H para a intrusão bilateral de mini-implantes mostrou que a área com valores de tensão acima do limite crítico (em amarelo) restrita à região apical do ligamento periodontal (Figura 5.7). Este padrão de tensão favorece a reabsorção óssea na região muito apical, facilitando uma intrusão vertical do dente no alvéolo.

Para a mecânica convencional, a região amarela apical (que corresponde à região de tensões hidrostáticas compressivas acima do valor crítico de 4,7 kPa) moveu-se para a região palatal, e uma região amarela adicional apareceu na região cervical vestibular para o modelo R6. Esse padrão de distribuição de tensão confirmou a tendência de inclinação do dente em vez de uma pura intrusão. Essa inclinação poderia promover uma perda adicional na crista óssea vestibular, que seria especialmente crítica para dentes com um nível significativo de perda de altura óssea.

O cálculo do índice de reabsorção radicular (iRRR) foi baseado na relação entre a máxima σ_H compressiva no ligamento periodontal e o valor σ_H crítico (4,7 kPa). Foi assumido que algum nível de obstrução capilar é necessário para a movimentação ortodôntica. Portanto, um índice entre 1,2 e 1,4 poderia ser considerado suficientemente eficaz para promover o movimento ortodôntico e satisfatoriamente seguro para evitar a reabsorção radicular.

O iRRR foi mais alto para a intrusão convencional, mas o ambos os modelos “controle” permaneceram no intervalo ideal (até 1,4) quando uma força de 25 cN foi utilizada. Para ambos os mecanismos, o iRRR aumentou com a redução da altura do osso alveolar, mas a relação não foi linear (Figura 5.8). Ele seguiu uma linha de tendência de potência, indicando que uma perda adicional de um milímetro de altura óssea em um dente com suporte periodontal reduzido é mais crítica do que a mesma perda em um dente saudável. A diferença do iRRR entre a mecânica também aumentou em função da perda da altura do osso alveolar. Quando uma perda óssea de 6 mm foi simulada, o iRRR atingiu 2,4 e 3,2 para a mecânica com mini-implante bilateral e a convencional, respectivamente.

6.3.2 Força intrusiva ideal

A determinação da força ortodôntica ideal em um dente com período de tempo reduzido é um desafio. O princípio básico é que a força deve ser reduzida proporcionalmente à área de perda do ligamento periodontal, a fim de manter níveis semelhantes de tensão do caso controle (sem perda de suporte periodontal). Entretanto, foi levantada a hipótese de que as tensões no ligamento periodontal devido à intrusão ortodôntica não poderiam ser representadas com precisão pela fórmula básica $\sigma = F/A$. Portanto, o cálculo da força intrusiva ótima com base nessa abordagem analítica provavelmente não seria precisa.

Este estudo propôs uma estratégia para determinar a força ortodôntica ótima em dentes com o periodonto reduzido, utilizando modelos de elementos finitos anatômicos. Nessa abordagem, foram utilizadas como referência as distribuições compressivas de σ_H obtidas nos modelos sem perda de suporte periodontal com uma força intrusiva de 25 cN. As forças que geraram um padrão de tensão similar em condições periodontais reduzidas foram consideradas as ótimas.

Ao contrário das expectativas iniciais, foi observado uma grande concordância entre a força ótima calculada pela abordagem analítica e aquela estimada pela AEF para a intrusão convencional. Ainda assim, a equação analítica subestimou a força ótima para a intrusão bilateral de mini-implantes. A diferença de força entre a estimativa por AEF e o cálculo analítico foi de aproximadamente 17% para o modelo

R6, o que pode ser considerado relevante. Portanto, pode-se deduzir que a determinação da força ótima depende não apenas da área restante da raiz com suporte periodontal, mas também do tipo de mecânica de intrusão utilizada. Esse aspecto não pode ser determinado pela abordagem analítica.

Uma relação linear entre a porcentagem de redução da força intrusiva de controle e a altura da perda óssea foi observada para ambas mecânicas (Figura 5.10). Para cada milímetro de perda de altura óssea, a força de controle teve que ser reduzida em 9% ou 8%, para a mecânica convencional e bilateral de mini-implantes, respectivamente. Um comportamento linear não é garantido para todos os dentes, mas provavelmente ocorrerá para dentes unirradiculares.

Em teoria, para calcular a força ótima pela equação analítica, a área do ligamento periodontal tem que ser conhecida, para ser inserida na fórmula. Esta área é facilmente obtida em modelos geométricos, embora seja difícil de determinar em condições clínicas. Além disso, a equação analítica daria um único valor de força ótima para cada caso, independentemente da mecânica intrusiva utilizada. Com a estratégia de determinação da força ótima proposta nesse estudo, é possível estimar a força ótima para um pré-molar maxilar unirradicular de 14 mm de raiz, utilizando a perda da altura óssea alveolar e o coeficiente angular da mecânica correspondente. Por exemplo, para um dente com perda de cinco milímetros de altura óssea, a força de controle deve ser reduzida em 40% com uma intrusão bilateral de mini-implante ou em 45% com uma intrusão convencional. A perda da altura óssea é um parâmetro fácil de ser obtido clinicamente.

O próximo passo será utilizar a mesma estratégia para calcular o coeficiente angular para diferentes tipos de dentes e outras mecânicas ortodônticas. A disseminação desses coeficientes angulares entre os ortodontistas pode contribuir para uma estimativa mais direta, precisa e viável da força ótima em diversas situações clínicas. Como essa abordagem é baseada em modelos anatômicos genéricos, a precisão da força ótima estimada dependerá de uma boa combinação entre as dimensões e proporções geométricas do dente do modelo genérico e do caso clínico real. Uma simulação específica do paciente poderia ser recomendada para condições clínicas nas quais os aspectos geométricos do dente são muito diferentes daqueles dos modelos genéricos.

6.4 PARTICULARIDADES NA DEFINIÇÃO DO CRITÉRIO DE FALHA

A Tabela 2.1 apresenta uma lista de estudos de OMI que utilizaram a análise de elementos finitos para avaliar o risco de perda de estabilidade do dispositivo por reabsorção óssea peri-implantar. Embora a lista não esgote os artigos publicados nas últimas décadas, já é possível perceber que existe uma grande diversidade quanto às estratégias de modelamento e à escolha do critério de falha.

Muitos dos autores avaliam o risco de ocorrência dessa falha como se o osso fosse um material inerte, fazendo apenas uma análise comparativa entre os grupos estudados, assumindo que quanto maior o estímulo mecânico, maior seria o risco de falha (Tabela 2.1). Alguns dos estudos estabelecem como valores críticos para a falha do OMI a resistência à tração e/ou a resistência à compressão do osso. Entretanto, esses valores seriam válidos se a falha em estudo fosse a fratura óssea, o que não é o caso. As cascatas de eventos bioquímicos gerados na mecanotransdução, que são os responsáveis pela reabsorção óssea característica da janela patológica, ocorrem com valores críticos de tensão e deformação muito inferiores àqueles necessários para levar o osso à fratura. A deformação necessária para levar o osso para a janela de reabsorção patológica é apenas 12% da deformação correspondente ao seu limite de fratura.

O mecanostato de Frost foi a teoria de remodelamento ósseo mais utilizada para prever o risco de reabsorção óssea peri-implantar em estudos de elementos finitos em OMI (Tabela 2.1). Entretanto, existem algumas limitações/incoerências/dúvidas importantes, associadas ao critério de falha escolhido, ao valor considerado crítico para que ocorra a falha e à extrapolação de resultados obtidos em ossos longos para determinar a falha nos ossos maxilares.

Alguns dos autores utilizaram a deformação (22) ou tensão de Von Mises (33), que são critérios bastante utilizados em Engenharia para prever o risco de falha de materiais dúcteis e inertes, mas não parecem muito coerentes para determinar o risco de reabsorção óssea. Tanto a deformação quanto a tensão de Von Mises são grandezas escalares, relacionadas à energia de distorção do material. Quando os autores utilizam a deformação de Von-Mises como critério, estabelecem que o valor crítico de deformação para que ocorra a falha corresponde ao valor crítico de deformação sugerido por Frost para que o osso entre na janela de reabsorção

patológica. Quando utilizam a tensão de Von Mises, os autores convertem o valor crítico de deformação de Frost em tensão. Entretanto, ignoram o fato de que ao utilizarem essa estratégia, o valor de tensão crítica do osso trabecular deveria ser diferente daquele calculado para o osso cortical. Esse erro é verificado não apenas na conversão da tensão de Von Mises, mas sempre que os autores se baseiam na teoria de Frost, mas utilizam a tensão como critério de falha. Nesses casos, o risco de falha do osso trabecular fica subestimado.

Alguns estudos (10, 57) utilizaram como critério de falha a deformação máxima principal, que corresponde à máxima deformação de tração (quando positiva). Ao escolher esse critério, os autores assumem que apenas as deformações de tração levariam o osso à janela de reabsorção patológica. Outros autores (34) utilizaram a tensão mínima principal, que corresponde à máxima tensão de compressão (quando negativa), assumindo que a reabsorção seria modulada exclusivamente por compressão. Entretanto, de acordo com os mecanismos associados às janelas de Frost, tanto a tração quanto a compressão podem contribuir para que o osso entre na janela de reabsorção. Assim, considerar apenas a deformação máxima principal, levaria a subestimar o risco de falha nas regiões de alta compressão. Em contrapartida, considerar apenas a tensão mínima principal, levaria a subestimar o risco de falha em regiões de alta tração. Nas Partes 1 e 2 desta tese e no artigo associado à mesma (28), o critério de falha utilizado foi a deformação principal maior, assumindo que valores de deformação acima de 3.000 μ strain levaria o osso à janela de reabsorção patológica. Esse critério considera o risco de reabsorção tanto por tração quanto por compressão, eliminando o problema encontrado com o uso exclusivo da deformação máxima principal ou da mínima principal.

O limite de deformação de 3.000 μ strain também foi utilizado por outros autores (38), mas existe uma divergência na Literatura quanto a determinação desse valor crítico, não apenas nos estudos de OMI, mas também nos próprios estudos de Frost, que chegam a considerar que esse limite não é um valor único, mas um intervalo relativamente amplo de deformação (2.000 a 4.000 μ strain). É fácil entender essa divergência de valores, pois o osso não é um material padronizado, como alguns materiais típicos da Engenharia (126). As variações de densidades ósseas do osso trabecular e as diferentes razões entre osso cortical e osso trabecular contribuem de forma significativa para a variação da resposta do osso ao estímulo mecânico.

Uma crítica comum ao uso do mecanostato de Frost para prever o risco de reabsorção óssea por sobrecarga mecânica na Odontologia é o fato de que os limites de cada janela foram estabelecidos em ensaios experimentais com ossos longos e que não seriam válidos para os ossos maxilares. Entretanto, um aspecto importante, mas bastante negligenciado pelos autores, é que as janelas de remodelamento ósseo propostas por Frost são definidas por estímulos mecânicos cíclicos. Portanto, parece incoerente associar a teoria de Frost às reabsorções ósseas induzidas por forças ortodônticas, que são estáticas. Nesse sentido, alguns pesquisadores sugerem que a carga oclusal garantiria o caráter cíclico do carregamento. Entretanto existem alguns pontos que precisam de maiores esclarecimentos. Assim, parece essencial que estudos experimentais sejam delineados para confirmar se a teoria de Frost pode ser aplicada aos estudos de OMI ou propor outros mecanismos para explicar a reabsorção óssea peri-implantar por sobrecarga ortodôntica.

A reabsorção óssea por sobrecarga ortodôntica que ocorre no osso adjacente a dentes apresenta uma particularidade em relação à reabsorção óssea peri-implantar: a presença do ligamento periodontal. O mecanismo desse caso já foi bastante explorado na literatura. O ligamento periodontal é a estrutura que garante o movimento ortodôntico dos dentes (60) e a sua compressão está associada à uma sequência de eventos bioquímicos que levam à ativação de osteoclastos, enquanto a sua tração está associada à ativação de osteoblastos. Nesse caso, para prever o risco de reabsorção óssea, a região de interesse deve ser o ligamento, e não o osso: algo semelhante com o que ocorre na previsão de RRIIO (78). Assim, na Parte 3 desta tese, tanto o risco de RRIIO quanto o risco de reabsorção óssea adicional em casos de periodonto reduzido foram baseados nos mapas de distribuição de tensão hidrostática compressiva no ligamento periodontal. Os valores de deformação do osso adjacente ao dente ficaram bem abaixo dos valores críticos da janela de reabsorção patológica de Frost, confirmando que o mecanismo de Frost seria inconsistente tanto para explicar a movimentação ortodôntica, quanto para explicar o risco de reabsorções ósseas adicionais em casos de periodonto reduzido.

Finalmente, vale destacar que fatores sistêmicos podem influenciar e/ou modular as respostas ósseas aos estímulos mecânicos (127). Esse aspecto torna-se especialmente importante em estudos que focam em prever o risco de reabsorção óssea em um paciente específico. Atualmente é possível incorporar aspectos essencialmente bioquímicos (como a administração de um fármaco) a algoritmos de

remodelação óssea utilizados para prever, por análise de elementos finitos, a resposta do osso ao estímulo mecânico. Embora a análise com algoritmo seja ainda pouco comum na Odontologia, especialmente na Ortodontia, tem se mostrado bastante promissora, pela capacidade de incorporar interações biomecânicas complexas.

7 CONCLUSÕES

A presente tese de doutorado consistiu na compilação de três estudos independentes, que avaliaram, através da análise por elementos finitos, os riscos de falhas biomecânicas em tratamentos ortodônticos com uso de mini-implantes interradiculares.

7.1 PARTE 1

O modo de representar a interface osso-OMI influencia de modo significativo as deformações do osso peri-implantar. Ao simular esta interface como perfeitamente unida, o risco de perda de estabilidade do OMI por reabsorção óssea peri-implantar na maxila pouco densa fica subestimado.

7.2 PARTE 2

O pico de deslocamento intra-ósseo do OMI obtido no presente estudo estava muito abaixo do limiar de 50-100 μm , o que sugere que a estabilidade primária seria suficiente mesmo no cenário de sobrecarga ortodôntica em maxila de baixa densidade.

A maxila está mais sujeita a perder sua estabilidade inicial devido à sobrecarga ortodôntica, especialmente na condição de baixa densidade, em que tanto a deformação de tração quanto a de compressão ultrapassam o limiar de reabsorção óssea patológica.

7.3 PARTE 3

O uso de mini-implantes para intrusão ortodôntica reduziu o risco de reabsorção apical externa da raiz e minimizou a probabilidade de perda adicional da altura óssea alveolar na face vestibular devido ao movimento indesejável de inclinação do dente que pode ocorrer com a intrusão convencional.

Foi observado uma boa concordância entre a força ótima calculada pela abordagem analítica e a estimada por AEF para a intrusão convencional. Entretanto, o risco de reabsorção apical externa da raiz e a força intrusiva ótima dependem não apenas da área radicular com suporte periodontal, mas também da mecânica intrusiva utilizada. A solução analítica não contempla a influência da mecânica ortodôntica sobre a força ótima.

A estratégia de estimar a força ótima por AEF se mostrou mais direta, precisa e viável para ser utilizada em uma situação clínica. Como esta abordagem é baseada em modelos anatômicos genéricos, a precisão da força ótima dependerá de uma boa concordância entre as dimensões e proporções do modelo geométrico e àquelas do caso clínico real.

REFERÊNCIAS¹

1. Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*. 1998 Jan;13(3):201-9.
2. Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. *J Clin Orthod*. 1997 Nov;31(11):763-7.
3. Tseng YC, Hsieh CH, Chen CH, Shen YS, Huang IY, Chen CM. The application of mini-implants for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2006 Aug;35(8):704-7. doi: 10.1016/j.ijom.2006.02.018.
4. Costello BJ, Ruiz RL, Petrone J, Sohn J. Temporary skeletal anchorage devices for orthodontics. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2010 Feb;22(1):91-105. doi: 10.1016/j.coms.2009.10.011.
5. Buchter A, Wiechmann D, Gaertner C, Hendrik M, Vogeler M, Wiesmann HP, et al. Load-related bone modelling at the interface of orthodontic micro-implants. *Clin Oral Implants Res*. 2006 Dec;17(6):714-22. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01233.x.
6. Sennerby L, Wennerberg A, Pasop F. A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Feb;12(1):91-4. doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.012001091.x.
7. Tan F, Wang C, Yang C, Huang Y, Fan Y. Biomechanical effects of various bone-Implant interfaces on the stability of orthodontic miniscrews: A finite element study. *J Healthc Eng*. 2017 2017:7495606. doi: 10.1155/2017/7495606.
8. Choi JH, Park CH, Yi SW, Lim HJ, Hwang HS. Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Dec;136(6):766 e1-12; discussion -7. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.04.019.
9. Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol*. 2003 Dec;275(2):1081-101. doi: 10.1002/ar.a.10119.

¹ De acordo com Estilo Vancouver.

10. Albogha MH, Takahashi I. Generic finite element models of orthodontic mini-implants: Are they reliable? *J Biomech.* 2015 Nov 5;48(14):3751-6. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.08.015.

11. Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants: a three-dimensional finite element study. *Angle Orthod.* 2012 Sep;82(5):875-80. doi: 10.2319/111011-696.1.

12. Lee J, Kim JY, Choi YJ, Kim KH, Chung CJ. Effects of placement angle and direction of orthopedic force application on the stability of orthodontic miniscrews. *Angle Orthod.* 2013 Jul;83(4):667-73. doi: 10.2319/090112-703.1.

13. Alrbata RH, Yu W, Kyung HM. Biomechanical effectiveness of cortical bone thickness on orthodontic microimplant stability: an evaluation based on the load share between cortical and cancellous bone. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014 Aug;146(2):175-82. doi: 10.1016/j.ajodo.2014.04.018.

14. Zhou G, Zhang X, Qie H, Li C, Lu L, Shan L. Three-dimensional finite element analysis of the stability of mini-implants close to the roots of adjacent teeth upon application of bite force. *Dent Mater J.* 2018 Sep 30;37(5):851-7. doi: 10.4012/dmj.2017-359.

15. Sadr Haghighi AH, Pouyafar V, Navid A, Eskandarinezhad M, Abdollahzadeh Baghaei T. Investigation of the optimal design of orthodontic mini-implants based on the primary stability: A finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2019 Spring;13(2):85-9. doi: 10.15171/joddd.2019.013.

16. Meira JBC, Jikihara AN, Capetillo P, Roscoe MG, Cattaneo PM, Ballester RY. Finite element analysis in dentistry. In: Sacher E, França R, editors. *Dental biomaterials; Biomaterials towards medical devices.* New Jersey: World Scientific; 2018. Vol2; 67-89.

17. Lam R, Goonewardene MS, Allan BP, Sugawara J. Success rates of a skeletal anchorage system in orthodontics: A retrospective analysis. *Angle Orthod.* 2018 Jan;88(1):27-34. doi: 10.2319/060617-375.1.

18. Liu Y, Yang ZJ, Zhou J, Xiong P, Wang Q, Yang Y, et al. Comparison of anchorage efficiency of orthodontic mini-implant and conventional anchorage reinforcement in patients requiring maximum orthodontic anchorage: A systematic review and meta-analysis. *J Evid Based Dent Pract.* 2020 Jun;20(2):101401. doi: 10.1016/j.jebdp.2020.101401.

19. Chang JZC, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EHH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2012 Mar;141(3):279-88. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.09.008.
20. Jasmine MI, Yezdani AA, Tajir F, Venu RM. Analysis of stress in bone and microimplants during en-masse retraction of maxillary and mandibular anterior teeth with different insertion angulations: a 3-dimensional finite element analysis study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012 Jan;141(1):71-80. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.031.
21. Sivamurthy G, Sundari S. Stress distribution patterns at mini-implant site during retraction and intrusion--a three-dimensional finite element study. *Prog Orthod.* 2016 Jan;17:4. doi: 10.1186/s40510-016-0117-1.
22. Lin YS, Yu JH, Chang YZ, Lin CL. Biomechanical Evaluation of an Orthodontic Miniimplant Used With Revolving (Translation and Rotation) Temporary Anchorage Device by Finite Element Analysis and Experimental Testing. *Implant Dentistry.* 2013 Feb;22(1):77-82. doi: 10.1097/ID.0b013e318278a768.
23. Holberg C, Winterhalder P, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Finite element analysis of mono- and bicortical mini-implant stability. *Eur J Orthod.* 2014 Oct;36(5):550-6. doi: 10.1093/ejo/cjt023.
24. Perillo L, Jamilian A, Shafieyoon A, Karimi H, Cozzani M. Finite element analysis of miniscrew placement in mandibular alveolar bone with varied angulations. *Eur J Orthod.* 2015 Feb;37(1):56-9. doi: 10.1093/ejo/cju006.
25. Shen S, Sun Y, Zhang C, Yang Y, Li Z, Cai X, et al. Bivariate optimization of orthodontic mini-implant thread height and pitch. *Int J Comput Assist Radiol Surg.* 2015 Jan;10(1):109-16. doi: 10.1007/s11548-014-1107-8.
26. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Rudzki-Janson I, Wichelhaus A. Direct versus indirect loading of orthodontic miniscrew implants-an FEM analysis. *Clinical Oral Investigations.* 2013 Nov;17(8):1821-7. doi: 10.1007/s00784-012-0872-4.
27. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Indirect miniscrew anchorage: biomechanical loading of the dental anchorage during mandibular molar protraction-an FEM analysis. *J Orofac Orthop.* 2014 Jan;75(1):16-24. doi: 10.1007/s00056-013-0190-8.

28. Ugarte OM, Gialain IO, de Carvalho NM, Fukuoka GL, Ballester RY, Cattaneo PM, et al. Can maxilla and mandible bone quality explain differences in orthodontic mini-implant failures? *Biomater Investig Dent*. 2021 Jan 8;8(1):1-9. doi: 10.1080/26415275.2020.1863155.

29. Popa A, Dehelean C, Calniceanu H, Watz C, Brad S, Sinescu C, et al. A custom-made orthodontic mini-implant-effect of insertion angle and cortical bone thickness on stress distribution with a complex in vitro and in vivo biosafety profile. *Materials (Basel)*. 2020 Oct 27;13(21). doi: 10.3390/ma13214789.

30. Liu TC, Chang CH, Wong TY, Liu JK. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Apr;141(4):468-76. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.11.012.

31. Singh S, Mogra S, Shetty VS, Shetty S, Philip P. Three-dimensional finite element analysis of strength, stability, and stress distribution in orthodontic anchorage: a conical, self-drilling miniscrew implant system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Mar;141(3):327-36. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.07.022.

32. Chang JZ, Chen YJ, Tung YY, Chiang YY, Lai EH, Chen WP, et al. Effects of thread depth, taper shape, and taper length on the mechanical properties of mini-implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Mar;141(3):279-88. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.09.008.

33. Suzuki A, Masuda T, Takahashi I, Deguchi T, Suzuki O, Takano-Yamamoto T. Changes in stress distribution of orthodontic miniscrews and surrounding bone evaluated by 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Dec;140(6):e273-80. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.025.

34. Yu WJ, Kim MR, Park HS, Kyung HM, Kwon OW. Finite element analysis of peri-implant bone stresses induced by root contact of orthodontic microimplant. *Korean J Orthod*. 2011 Feb;41(1):6-15. doi: 10.4041/kjod.2011.41.1.6.

35. Choi B, Lee DO, Mo SS, Kim SH, Park KH, Chung KR, et al. Three-dimensional finite element analysis for determining the stress distribution after loading the bone surface with two-component mini-implants of varying length. *Korean Journal of Orthodontics*. 2011 Dec;41(6):423-30. doi: 10.4041/kjod.2011.41.6.423.

36. Lin CL, Yu JH, Liu HL, Lin CH, Lin YS. Evaluation of contributions of orthodontic mini-screw design factors based on FE analysis and the Taguchi method. *J Biomech*. 2010 Aug 10;43(11):2174-81. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.043.

37. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth-3D finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2009 Apr;38(4):363-8. doi: 10.1016/j.ijom.2009.02.011.
38. Stahl E, Keilig L, Abdelgader I, Jager A, Bourauel C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. *J Orofac Orthop*. 2009 Mar;70(2):115-27. doi: 10.1007/s00056-009-0817-y.
39. Jiang L, Kong L, Li T, Gu Z, Hou R, Duan Y. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009 11//;40(11):1124-30. doi: <https://doi.org/10.1016/j.advengsoft.2009.05.008>.
40. 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*. 2009 Feb;31(1):12-20. doi: 10.1093/ejo/cjn066.
41. Geramy A. Stresses around a miniscrew. 3-D analysis with the finite element method (FEM). *Australian Orthodontic Journal*. 2009 Nov;25(2):104-9.
42. Bretin BT, Grosland NM, Qian F, Southard KA, Stuntz TD, Morgan TA, et al. Bicortical vs monocortical orthodontic skeletal anchorage. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008 Nov;134(5):625-35. doi: 10.1016/j.ajodo.2007.01.031.
43. Wang C, Li Q, McClean C, Fan Y. Numerical simulation of dental bone remodeling induced by implant-supported fixed partial denture with or without cantilever extension. *Int J Numer Method Biomed Eng*. 2013 Oct;29(10):1134-47. doi: 10.1002/cnm.2579.
44. Sotto-Maior BS, Mercuri EG, Senna PM, Assis NM, Francischone CE, Del Bel Cury AA. Evaluation of bone remodeling around single dental implants of different lengths: a mechanobiological numerical simulation and validation using clinical data. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2016 19(7):699-706. doi: 10.1080/10255842.2015.1052418.
45. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2009 Oct;2(5):410-32. doi: 10.1016/j.jmbbm.2008.11.007.

46. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Jul-Aug;24(4):597-608. doi: 10.1177/0954411911410165.
47. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner*. 1992 Dec;19(3):257-71. doi: 10.1016/0169-6009(92)90875-e.
48. Ramirez-Ossa DM, Escobar-Correa N, Ramirez-Bustamante MA, Agudelo-Suarez AA. An umbrella review of the effectiveness of temporary anchorage devices and the factors that contribute to their success or failure. *J Evid Based Dent Pract*. 2020 Jun;20(2):101402. doi: 10.1016/j.jebdp.2020.101402.
49. Cha JY, Pereira MD, Smith AA, Houschyar KS, Yin X, Mouraret S, et al. Multiscale analyses of the bone-implant interface. *J Dent Res*. 2015 Mar;94(3):482-90. doi: 10.1177/0022034514566029.
50. Yadav S, Upadhyay M, Liu S, Roberts E, Neace WP, Nanda R. Microdamage of the cortical bone during mini-implant insertion with self-drilling and self-tapping techniques: a randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 May;141(5):538-46. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.12.016.
51. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent*. 1988 Jul;60(1):75-84. doi: 10.1016/0022-3913(88)90355-1.
52. Raghoobar GM, Meijer HJ, Slot W, Slater JJ, Vissink A. A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants? *Eur J Oral Implantol*. 2014 Summer;7 Suppl 2:S191-201.
53. Crismani AG, Bertl MH, Celar AG, Bantleon HP, Burstone CJ. Miniscrews in orthodontic treatment: review and analysis of published clinical trials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Jan;137(1):108-13. doi: 10.1016/j.ajodo.2008.01.027.
54. Papageorgiou SN, Koletsi D, Iliadi A, Peltomaki T, Eliades T. Treatment outcome with orthodontic aligners and fixed appliances: a systematic review with meta-analyses. *Eur J Orthod*. 2020 Jun 23;42(3):331-43. doi: 10.1093/ejo/cjz094.
55. Cunha AC, da Veiga AMA, Masterson D, Mattos CT, Nojima LI, Nojima MCG, et al. How do geometry-related parameters influence the clinical performance of orthodontic mini-implants? A systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2017 Dec;46(12):1539-51. doi: 10.1016/j.ijom.2017.06.010.

56. Dalstra M, Cattaneo P, Melsen B. Load transfer of miniscrews for orthodontic anchorage. *Orthodontics*. 2004 1:53-62.
57. Albogha MH, Kitahara T, Todo M, Hyakutake H, Takahashi I. Predisposing factors for orthodontic mini-implant failure defined by bone strains in patient-specific finite element models. *Ann Biomed Eng*. 2016 Oct;44(10):2948-56. doi: 10.1007/s10439-016-1584-8.
58. Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part I: The basic science aspects. *Angle Orthod*. 2002 Apr;72(2):175-9. doi: 10.1043/0003-3219(2002)072<0175:OIIRRP>2.0.CO;2.
59. Brezniak N, Wasserstein A. Orthodontically induced inflammatory root resorption. Part II: The clinical aspects. *Angle Orthod*. 2002 Apr;72(2):180-4. doi: 10.1043/0003-3219(2002)072<0180:OIIRRP>2.0.CO;2.
60. Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. *Int J Orthod, Oral Surg Radiog*. 1932 18(4):331-52. doi: 10.1016/s0099-6963(32)80074-8.
61. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with areas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod*. 2007 Jul;77(4):653-9. doi: 10.2319/060806-234.
62. Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Kober C, Sander C, et al. Correspondences of hydrostatic pressure in periodontal ligament with regions of root resorption: a clinical and a finite element study of the same human teeth. *Comput Methods Programs Biomed*. 2009 Feb;93(2):155-61. doi: 10.1016/j.cmpb.2008.09.004.
63. Dorow C, Sander FG. Development of a model for the simulation of orthodontic load on lower first premolars using the finite element method. *J Orofac Orthop*. 2005 May;66(3):208-18. doi: 10.1007/s00056-005-0416-5.
64. Barbagallo LJ, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 10. Comparison of the effects of invisible removable thermoplastic appliances with light and heavy orthodontic forces on premolar cementum. A microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008 Feb;133(2):218-27. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.01.043.

65. Montenegro VC, Jones A, Petocz P, Gonzales C, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 22. Root resorption after the application of light and heavy extrusive orthodontic forces: a microcomputed tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2012 Jan;141(1):e1-9. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.032.
66. Paetyangkul A, Turk T, Elekdag-Turk S, Jones AS, Petocz P, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 14. The amount of root resorption after force application for 12 weeks on maxillary and mandibular premolars: a microcomputed-tomography study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009 Oct;136(4):492 e1-9; discussion -3. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.03.008.
67. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Nov;130(5):639-47. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.01.029.
68. Chan E, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 5. Volumetric analysis of root resorption craters after application of light and heavy orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005 Feb;127(2):186-95. doi: 10.1016/j.ajodo.2003.11.026.
69. Chan E, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 7. Extent of root resorption under areas of compression and tension. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Apr;129(4):504-10. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.12.018.
70. Paetyangkul A, Turk T, Elekdag-Turk S, Jones AS, Petocz P, Cheng LL, et al. Physical properties of root cementum: Part 16. Comparisons of root resorption and resorption craters after the application of light and heavy continuous and controlled orthodontic forces for 4, 8, and 12 weeks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Mar;139(3):e279-84. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.07.021.
71. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*. 2003 Feb;73(1):86-92. doi: 10.1043/0003-3219(2003)073<0086:OFMFOT>2.0.CO;2.
72. Re S, Cardaropoli D, Abundo R, Corrente G. Reduction of gingival recession following orthodontic intrusion in periodontally compromised patients. *Orthod Craniofac Res*. 2004 Feb;7(1):35-9. doi: 10.1111/j.1601-6343.2004.00277.x.

73. Carvalho CV, Saraiva L, Bauer FPF, Kimura RY, Souto MLS, Bernardo CC, et al. Orthodontic treatment in patients with aggressive periodontitis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018 Apr;153(4):550-7. doi: 10.1016/j.ajodo.2017.08.018.
74. Gkantidis N, Christou P, Topouzelis N. The orthodontic-periodontic interrelationship in integrated treatment challenges: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010 May 1;37(5):377-90. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02068.x.
75. Ristoska S, Dzipunova B, Stefanovska E, Rendzova V, Radojkova-Nikolovska V, Evrosimovska B. Orthodontic Treatment of a Periodontally - Affected Adult Patient (Case Report). *Open Access Maced J Med Sci*. 2019 Jul 30;7(14):2343-9. doi: 10.3889/oamjms.2019.629.
76. Tavares CA, Allgayer S, Calvete Eda S, Polido WD. Orthodontic treatment for a patient with advanced periodontal disease: 11-year follow-up. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Sep;144(3):455-65. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.09.025.
77. Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988 Feb;93(2):143-8. doi: 10.1016/0889-5406(88)90292-2.
78. Roscoe MG, Cattaneo PM, Dalstra M, Ugarte OM, Meira JBC. Orthodontically induced root resorption: A critical analysis of finite element studies' input and output. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021 Mar 27. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.02.023.
79. Kim HJ, Yun HS, Park HD, Kim DH, Park YC. Soft-tissue and cortical-bone thickness at orthodontic implant sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006 Aug;130(2):177-82. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.12.024.
80. Ono A, Motoyoshi M, Shimizu N. Cortical bone thickness in the buccal posterior region for orthodontic mini-implants. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Apr;37(4):334-40. doi: 10.1016/j.ijom.2008.01.005.
81. Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod*. 2016 Mar;86(2):221-6. doi: 10.2319/031115-153.1.
82. Woodall N, Tadeipalli SC, Qian F, Grosland NM, Marshall SD, Southard TE. Effect of miniscrew angulation on anchorage resistance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Feb;139(2):e147-52. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.08.017.

83. Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L. Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech.* 2000 Dec;33(12):1611-8. doi: 10.1016/s0021-9290(00)00140-8.

84. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005 May;84(5):428-33. doi: 10.1177/154405910508400506.

85. Choi JY, Park JI, Chae JS, Yeo IL. Comparison of micro-computed tomography and histomorphometry in the measurement of bone-implant contact ratios. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2019 Jul;128(1):87-95. doi: 10.1016/j.oooo.2018.12.023.

86. Yadav S, Upadhyay M, Roberts WE. Biomechanical and histomorphometric properties of four different mini-implant surfaces. *Eur J Orthod.* 2015 Dec;37(6):627-35. doi: 10.1093/ejo/cju097.

87. Wu YY, Yu T, Yang XY, Li F, Ma L, Yang Y, et al. Vitamin D3 and insulin combined treatment promotes titanium implant osseointegration in diabetes mellitus rats. *Bone.* 2013 Jan;52(1):1-8. doi: 10.1016/j.bone.2012.09.005.

88. Zhou Y, Jiang T, Qian M, Zhang X, Wang J, Shi B, et al. Roles of bone scintigraphy and resonance frequency analysis in evaluating osseointegration of endosseous implant. *Biomaterials.* 2008 Feb;29(4):461-74. doi: 10.1016/j.biomaterials.2007.10.021.

89. Shin YS, Ahn HW, Park YG, Kim SH, Chung KR, Cho IS, et al. Effects of predrilling on the osseointegration potential of mini-implants. *Angle Orthod.* 2012 Nov;82(6):1008-13. doi: 10.2319/020712-114.1.

90. Oh NH, Kim EY, Paek J, Kook YA, Jeong DM, Cho IS, et al. Evaluation of stability of surface-treated mini-implants in diabetic rabbits. *Int J Dent.* 2014 2014:838356. doi: 10.1155/2014/838356.

91. Oltramari-Navarro PV, Navarro RL, Henriques JF, Cestari TM, Francischone CE, Taga R, et al. The impact of healing time before loading on orthodontic mini-implant stability: a histomorphometric study in minipigs. *Arch Oral Biol.* 2013 Jul;58(7):806-12. doi: 10.1016/j.archoralbio.2012.12.010.

92. Lian Z, Guan H, Ivanovski S, Loo YC, Johnson NW, Zhang H. Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010 Jul;39(7):690-8. doi: 10.1016/j.ijom.2010.03.020.
93. Motoyoshi M, Ueno S, Okazaki K, Shimizu N. Bone stress for a mini-implant close to the roots of adjacent teeth--3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Apr;38(4):363-8. doi: 10.1016/j.ijom.2009.02.011.
94. Motoyoshi M, Inaba M, Ono A, Ueno S, Shimizu N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jan;38(1):13-8. doi: 10.1016/j.ijom.2008.09.006.
95. Jiang L, Kong L, Li T, Gu ZX, Hou R, Duan YZ. Optimal selections of orthodontic mini-implant diameter and length by biomechanical consideration: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software*. 2009 Nov;40(11):1124-30. doi: 10.1016/j.advengsoft.2009.05.008.
96. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011 Jan;139(1):13. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.09.020.
97. Matsunaga S, Shirakura Y, Ohashi T, Nakahara K, Tamatsu Y, Takano N, et al. Biomechanical role of peri-implant cancellous bone architecture. *Int J Prosthodont*. 2010 Jul-Aug;23(4):333-8.
98. Ohashi T, Matsunaga S, Nakahara K, Abe S, Ide Y, Tamatsu Y, et al. Biomechanical role of peri-implant trabecular structures during vertical loading. *Clin Oral Investig*. 2010 Oct;14(5):507-13. doi: 10.1007/s00784-009-0332-y.
99. Marquazan M, Mattos CT, Sant'Anna EF, de Souza MM, Maia LC. Does cortical thickness influence the primary stability of miniscrews?: A systematic review and meta-analysis. *Angle Orthod*. 2014 Nov;84(6):1093-103. doi: 10.2319/093013-716.1.
100. Suzuki EY, Suzuki B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 May;139(5):669-78. doi: 10.1016/j.ajodo.2010.11.017.
101. Migliorati M, Benedicenti S, Signori A, Drago S, Barberis F, Tournier H, et al. Miniscrew design and bone characteristics: an experimental study of primary stability.

Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Aug;142(2):228-34. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.03.029.

102. Song YY, Cha JY, Hwang CJ. Mechanical characteristics of various orthodontic mini-screws in relation to artificial cortical bone thickness. Angle Orthod. 2007 Nov;77(6):979-85. doi: 10.2319/090606-363.1.

103. Szmukler-Moncler S, Piattelli A, Favero GA, Dubruille JH. Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. Clin Oral Implants Res. 2000 Feb;11(1):12-25. doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011001012.x.

104. Park HS, Jeong SH, Kwon OW. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Jul;130(1):18-25. doi: 10.1016/j.ajodo.2004.11.032.

105. Papageorgiou SN, Zogakis IP, Papadopoulos MA. Failure rates and associated risk factors of orthodontic miniscrew implants: a meta-analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Nov;142(5):577-95 e7. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.05.016.

106. Lee YK, Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Root and bone response to the proximity of a mini-implant under orthodontic loading. Angle Orthod. 2010 May;80(3):452-8. doi: 10.2319/070209-369.1.

107. Motoyoshi M, Hirabayashi M, Uemura M, Shimizu N. Recommended placement torque when tightening an orthodontic mini-implant. Clin Oral Implants Res. 2006 Feb;17(1):109-14. doi: 10.1111/j.1600-0501.2005.01211.x.

108. Hosein YK, Smith A, Dunning CE, Tassi A. Insertion torques of self-drilling mini-implants in simulated mandibular bone: assessment of potential for implant fracture. Int J Oral Maxillofac Implants. 2016 May-Jun;31(3):e57-64. doi: 10.11607/jomi.4427.

109. Cheng SJ, Tseng IY, Lee JJ, Kok SH. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004 Jan-Feb;19(1):100-6.

110. Yu W, Park HS, Kyung HM, Kwon OW. Dynamic simulation of the self-tapping insertion process of orthodontic microimplants into cortical bone with a 3-dimensional finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Dec;142(6):834-41. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.08.016.

111. Okhyun N, Dds, Msd, Wonjae Y, Dds, Msd, et al. Cortical bone strain during the placement of orthodontic microimplant studied by 3D finite element analysis. *Korean J Orthod*. 2008 38(4):228-39. doi: 10.4041/kjod.2008.38.4.228.

112. Killiany DM. Root resorption caused by orthodontic treatment: an evidence-based review of literature. *Semin Orthod*. 1999 Jun;5(2):128-33. doi: 10.1016/s1073-8746(99)80032-2.

113. Newman WG. Possible etiologic factors in external root resorption. *Am J Orthod*. 1975 May;67(5):522-39. doi: 10.1016/0002-9416(75)90298-5.

114. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part I. Diagnostic factors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 May;119(5):505-10. doi: 10.1067/mod.2001.113409.

115. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996 May;109(5):543-8. doi: 10.1016/s0889-5406(96)70140-3.

116. Cifter M, Sarac M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011 Nov;140(5):e233-41. doi: 10.1016/j.ajodo.2011.06.019.

117. Gameiro GH, Bocchiardo JE, Dalstra M, Cattaneo PM. Individualization of the three-piece base arch mechanics according to various periodontal support levels: A finite element analysis. *Orthod Craniofac Res*. 2021 May;24(2):214-21. doi: 10.1111/ocr.12420.

118. Shinohara A, Motoyoshi M, Uchida Y, Shimizu N. Root proximity and inclination of orthodontic mini-implants after placement: cone-beam computed tomography evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013 Jul;144(1):50-6. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.02.021.

119. Viecilli RF, Kar-Kuri MH, Varriale J, Budiman A, Janal M. Effects of initial stresses and time on orthodontic external root resorption. *J Dent Res*. 2013 Apr;92(4):346-51. doi: 10.1177/0022034513480794.

120. Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by

varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: a FEM study. *Indian J Dent Res.* 2012 Mar-Apr;23(2):213-20. doi: 10.4103/0970-9290.100429.

121. Moga RA, Buru SM, Chiorean CG, Cosgarea R. Compressive stress in periodontal ligament under orthodontic movements during periodontal breakdown. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2021 Mar;159(3):e291-e9. doi: 10.1016/j.ajodo.2020.10.021.

122. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999 Mar;115(3):267-74.

123. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2001 May;119(5):498-504. doi: 10.1067/mod.2001.112999.

124. Moga RA, Chiorean CG. Vital Dental Pulp Stress Analysis during Periodontal Resorption as a Potential Tool in the Orthodontic Treatment of Patients Suffering from Periodontitis. *Engineering Letters.* 2017 May;25(2):191-7.

125. Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm. *Eur J Orthod.* 2001 Dec;23(6):671-81.

126. Skerry TM. One mechanostat or many? Modifications of the site-specific response of bone to mechanical loading by nature and nurture. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2006 Apr-Jun;6(2):122-7.

127. Jee WS. Principles in bone physiology. *J Musculoskelet Neuronal Interact.* 2000 Sep;1(1):11-3.

ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Avanços na previsão de falhas biomecânicas em tratamentos com mini-implantes ortodônticos: estudo por elementos finitos

Pesquisador: Josete Barbosa Cruz Meira

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 36574620.9.0000.0075

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.251.051

Apresentação do Projeto:

O uso de mini-implante (OMI, abreviação de Orthodontic Mini-Implant) como dispositivo de ancoragem absoluta tem se ampliado na Ortodontia e se tornaria mais seguro se fosse possível simular o caso por elementos finitos, ainda na etapa de planejamento. Entretanto, a previsibilidade das falhas biomecânicas associadas a este dispositivo (como a perda da estabilidade e a fratura do OMI) é considerada baixa, devido a limitações dos modelos

atualmente disponíveis. Com foco em uma visão transdisciplinar, este projeto irá explorar as limitações quanto ao modo de representar a interface osso-OMI, o osso trabecular e o ligamento periodontal. Inicialmente serão utilizados modelos mais simples, para aumentar gradualmente a complexidade. Dentro desta estratégia, serão criados dois grupos de modelos: cilíndricos e baseados em paciente. Diferentes representações da interface osso-OMI serão simuladas nos modelos cilíndricos: da mais simples (com união perfeita osso-OMI) até a mais complexa (que simulará a arquitetura do osso trabecular peri-implantar, através de uma análise multiescala). Após solucionadas as inconsistências quanto à representação do osso trabecular e da interface osso-OMI, serão realizados estudos para otimizar a geometria e o material do mini implante, a fim de resolver limitações clínicas atuais com os OMI disponíveis no mercado. Os modelos baseados em paciente serão utilizados para avaliar, além do risco de perda de estabilidade ou de fratura do OMI, o risco de reabsorção radicular inflamatória induzida

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar, sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7960 **E-mail:** cepfo@usp.br

USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - FOU SP

Continuação do Parecer: 4.251.051

ortodonticamente em duas mecânicas ortodônticas de intrusão de primeiro molar superior: uma sem OMI e outra com mini-implante. Os avanços nos modelos de elementos finitos propostos neste projeto contribuirão para a melhor previsibilidade das falhas biomecânicas em tratamentos com OMI.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Superar as limitações dos modelos de elementos finitos atuais quanto à representação dos tecidos biológicos e à escolha dos critérios de falha utilizados. Com modelos mais precisos será possível: (1) otimizar a geometria e o material do mini implante, a fim de resolver restrições clínicas atuais com os OMI disponíveis no mercado e (2) avaliar, ainda na etapa de planejamento ortodôntico, o risco de falhas biomecânicas associadas ao uso do OMI, em modelo baseado em um paciente específico.

Objetivo Secundário:

Com o uso de modelo cilíndrico, serão avaliados o risco da perda de estabilidade e o risco de fratura do mini-implante ortodôntico em função da qualidade do osso (maxila pouco densa, maxila controle, mandíbula controle e mandíbula densa), do material do mini-implante (titânio ou aço) e do tipo de representação da interface osso OMI (perfeitamente aderido ao osso, ou apenas justaposto a ele). Com modelos baseados em paciente, além do risco de perda de estabilidade ou de fratura do OMI, será avaliado o risco de reabsorção radicular

inflamatória induzida ortodonticamente em duas mecânicas ortodônticas de intrusão de primeiro molar superior: uma convencional (sem OMI) e outra com OMI.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos mínimos, uma vez que o projeto utilizará imagens tomográficas de arquivo. Não há benefícios diretos para os participantes.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Projeto bem estruturado e com forte embasamento científico.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresenta os termos adequadamente.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar , sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7960 E-mail: cepfo@usp.br

USP - FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO
PAULO - FOUSP

Continuação do Parecer: 4.251.051

superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não foram observados óbices éticos.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1603119.pdf	13/08/2020 19:47:19		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP_Agosto2020.pdf	13/08/2020 19:46:40	Josete Barbosa Cruz Meira	Aceito
Outros	Anexo1.jpg	12/08/2020 09:11:00	Josete Barbosa Cruz Meira	Aceito
Folha de Rosto	FolhaDeRosto_JoseteMeira_Assinada.p df	31/07/2020 08:22:39	Josete Barbosa Cruz Meira	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 01 de Setembro de 2020

Assinado por:
Alyne Simões Gonçalves
(Coordenador(a))

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227 - 1º andar, sala 02 da administração
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7960 E-mail: cepfo@usp.br