



GISELE RODRIGUES DA SILVA

**EFEITO DO TIPO DE PINO, ALTURA DO REMANESCENTE
CORONÁRIO E CARREGAMENTO NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DE TRÊS ELEMENTOS**

PIRACICABA

2012



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

GISELE RODRIGUES DA SILVA

**EFEITO DO TIPO DE PINO, ALTURA DO REMANESCENTE
CORONÁRIO E CARREGAMENTO NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES EM PRÓTESE FIXA DE TRÊS ELEMENTOS**

Orientador: Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins

TESE DE DOUTORADO APRESENTADA A
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA
UNICAMP PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE
DOUTORA EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA, NA ÁREA
DE DENTÍSTICA.

Este exemplar corresponde à versão final da
tese defendida pela aluna, e orientada pelo
Prof. Dr. Luís Roberto Marcondes Martins.

Assinatura do orientador

PIRACICABA, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

Si38e Silva, Gisele Rodrigues da, 1982-
Efeito do tipo de pino, altura do remanescente coronário e carregamento na distribuição de tensões em prótese fixa de três elementos / Gisele Rodrigues da Silva. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Luís Roberto Marcondes Martins.
Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas,
Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Técnica para retentor intra-radicular. 2. Coroas (Odontologia). 3. Análise do estresse dentário. 4. Reabilitação bucal. I. Martins, Luís Roberto Marcondes, 1960- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Effect of post, ferule presence and loading on stress distribution in 3-unit fixed partial denture

Palavras-chave em Inglês:

Post and core technique

Crow (Dentistry)

Dental stress analysis

Mouth rehabilitation

Área de concentração: Dentística

Titulação: Doutora em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Luís Roberto Marcondes Martins [Orientador]

Carlos José Soares

Veridiana Resende Novais Simamoto

Alfredo Júlio Fernandes Neto

Flávio Henrique Baggio Aguiar

Data da defesa: 07-12-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 07 de Dezembro de 2012, considerou a candidata GISELE RODRIGUES DA SILVA aprovada.

Prof. Dr. LUIS ROBERTO MARCONDES MARTINS

Prof. Dr. ALFREDO JÚLIO FERNANDES NETO

Profa. Dra. VERIDIANA RESENDE NOVAIS SIMAMOTO

Prof. Dr. FLÁVIO HENRIQUE BAGGIO AGUIAR

Prof. Dr. CARLOS JOSÉ SOARES

DEDICATÓRIA

A Deus,

Obrigada pelas bênçãos e graças que derrama a cada dia em minha vida. Você fez por mim, neste trabalho, tudo o que sozinha eu não conseguiria.

Aos meus pais: Hélio e Regina,

Meus exemplos de vida e de superação de dificuldades, cuja sabedoria e integridade em tudo o que realizam moldaram-me como sou. Obrigada por presentear-me com o amor irrestrito de vocês. Essa conquista é NOSSA!

Aos meus irmãos: Érika, Hélvia e Hélio Júnior

Pelo amor, carinho, compreensão, apoio e incentivos constantes.

Ao meu esposo: Thiago,

Pelo companheirismo, paciência, carinho, incentivo, confiança, dedicação e amor incondicional. Sei que foram sacrificantes tantas idas e vindas, mas você esteve ali sempre presente, sendo o meu rochedo. Te amo.

A todos os meus amigos e familiares,

Agradeço por compreenderem as minhas ausências, pelo amor e pelas orações.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor Luís Roberto,

Agradeço a Deus por permitir conhecer e conviver com uma pessoa tão especial! Você me ensinou muito com seu exemplo, seu caráter e sua concepção de docência. Serei eternamente grata pela oportunidade de ter trabalhado com você e espero que eu possa retribuir tudo o que fez por mim. Que Deus continue abençoando seu trabalho e toda a sua família.

Ao Professor Carlos,

Você é um exemplo de profissionalismo e competência que deve ser seguido por todos. Meu eterno agradecimento pelo apoio, atenção e por estar sempre pronto a ouvir, aconselhar e ajudar-me desde a Iniciação Científica. Se eu chegar a ser metade do professor e mestre que você é, já me sentirei realizada como docente. Espero poder continuar aprendendo e trabalhando com você por muitos anos e saiba que poderá contar comigo sempre.

Ao amigo Bruno,

Na realização deste meu sonho, Deus me enviou de presente um novo irmão. Obrigada por todo o carinho, companheirismo e disposição em ajudar-me. Sua alegria de viver contagia a todos, continue sendo sempre carismático, gentil e amigo. Desejo que Deus ilumine e proporcione uma carreira brilhante a você!

A amiga Tathy,

Sou grata a Deus por ter conhecido pessoa agradável, competente, de coração aberto e sereno. Serei eternamente grata por tudo que fez por mim. Desejo muito sucesso pessoal e profissional a você!

Aos Professores da Área de Dentística da FOP: Débora, Flávio, Giselle, José Roberto, Luis Alexandre, Luís Roberto, Marcelo Giannini,

Obrigada pelos ensinamentos, pelos conselhos, pela agradável convivência! Levo comigo o exemplo de cada um de vocês, como professores e educadores.

Aos professores da UFU: Adérito, Alfredo, Carlos, Flávio, Murilo, Paulo César, Paulo Vinícius, Paulo Quagliatto, Roberto, Veridiana e demais,

Agradeço imensamente por me ajudarem e apoiarem durante a realização desse sonho. Desejo a vocês muito sucesso e que Deus envie uma chuva de bênçãos em suas vidas.

Aos Amigos do CTI: César, Daniel, Jorge, Pedro, Tathy e Viviane,

A ajuda e dedicação de vocês foram essenciais para a realização deste trabalho. Obrigada pela atenção, pelos momentos de trabalho intenso e agradável convivência.

Aos amigos do doutorado: Anderson, Adriano, Bruno, Cíntia, Giulliana, Maria, Marina e Thaianie,

Agradeço todos os conhecimentos e experiências compartilhadas. Levo no meu coração o carinho de cada um de vocês, desde o dia que cheguei à FOP até nos momentos de reencontro. Muito sucesso a todos!

As amigas: Mayra, Milena, Priscila, Paulinne e Pollyanne,

Impossível deixar de agradecer a vocês, que foram companheiras e amigas, compartilhando momentos que ficarão guardados para sempre. Reconheço a ajuda e apoio de cada uma, não me esqueço dos momentos que precisei de ajuda e estiveram ao meu lado. Deus as abençoe!

A todos os mestrandos e doutorandos da FOP que conviveram comigo durante esse tempo,

Obrigada pelo carinho e atenção de cada um de vocês.

Aos meus amigos da UFU: Aline, Andréa, Crisnicaw, Cristiane, Flavinha, Luis Raposo, Marina, Rafael, Rodrigo, Silas, Stella e demais alunos da IC, mestrado e doutorado,

Obrigada por compartilharem comigo esta conquista.

Aos funcionários da FOP e amigos Mônica e Pedro,

Quanta atenção e alegria nos momentos de aflição, de jogar conversa fora, de conselhos. Obrigada pela oportunidade de conviver com vocês, que Deus os ilumine sempre.

Aos alunos do Curso de Graduação de Odontologia da FOP,

Obrigada pelo convívio, pela confiança durante orientações e pelos conhecimentos compartilhados durante as aulas.

AGRADECIMENTOS

A Universidade Estadual de Campinas,

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba,

Ao Programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica,

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq),

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI).

A todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram neste trabalho, fica aqui meu eterno agradecimento.

"Sem a curiosidade que me move, que me inquieta, que me insere na busca, não aprendo nem ensino. A educação necessita tanto de formação técnica e científica como de sonhos e utopias".

Paulo Freire

RESUMO

O objetivo deste estudo foi investigar a influência do retentor intrarradicular, altura do remanescente coronário e tipo de carregamento virtualmente simulado, no comportamento biomecânico de prótese fixa anterior de 3 elementos. Quatro modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados comparando-se o tipo de retentor nos dentes pilares (fibra de vidro ou núcleo metálico fundido) e a altura do remanescente coronário (0 e 2 mm). Para simular o tipo de carregamento foram considerados dois níveis de aplicação da força: 1- simulação de contato protrusivo (PRT): 200 N distribuídos nas cristas marginais palatinas dos incisivos superiores, sendo 50 N em cada crista marginal, a 45° do longo eixo do dente e 2- simulação de contato em lateralidade canina (LAT): 200 N aplicados na palatina do canino a 15°. Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares, elásticos e isotrópicos com exceção do pino de fibra de vidro, que foi considerado transversalmente isotrópico. O problema estrutural foi solucionado computacionalmente pelo Método de Elementos Finitos (MEF), em análise estrutural estática. A coerência da simulação foi observada pela análise do deslocamento e pelas tensões de von Mises. O deslocamento foi analisado de forma qualitativa e quantitativa comparando-se a região de deslocamento máximo sofrido pela prótese. Em seguida, foram comparadas as tensões máximas principais ocorridas na região de conexão entre pântico e dentes pilares, na raiz do incisivo central, do canino e nas interfaces pino-dentina radicular e núcleo de preenchimento-dentina. Concluiu-se que as tensões de tração são concentradas entre pântico/ pilar e na palatina dos dentes pilares da prótese fixa anterior. Sendo que a protrusão gera maior concentração de tensão máxima principal de tração nos dentes pilares e gera deslocamento duas vezes maior do que a lateralidade. Ademais, a presença de remanescente coronário melhora a distribuição das tensões e o pino de fibra de vidro mostrou-se adequado em prótese fixa anterior de 3 elementos.

Palavras-chave: prótese fixa, análise por elementos finitos, retentores intrarradiculares, pino de fibra de vidro, distribuição de tensão.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the influence of post, load condition and ferrule presence in abutment teeth on the stress distribution in the anterior three-unit fixed dental prosthesis (FDP) made of lithium disilicate. Four three-dimensional finite element (FE) models were created comparing the type of post using on the abutment teeth in two levels (fiberglass post and cast post-and-core) and the coronal remaining in two levels (with or without ferrule presence). Two load conditions were applied: 1- 200 N was distributed on palatine marginal ridge of incisive, with 50 N in each ridge, under a 45° angle with the long axis of the tooth, simulating the protrusive contact or 2- 200N was applied on palatine of canine at 15°. All materials were considered homogeneous, linear-elastic, and isotropic, with the exception of the glass fiber post, which was considered transversally isotropic. Analysis by Finite Elements Method (FEM), was performed structural analysis. The displacement and Von Mises stress was applied to analyze the coherence of simulation. The displacement was analyzed by quality and quantity results in region of maximum prostheses displacement. Maximum principal stress was used as a criterion to compare the study factors. The stress distribution was compared in a descriptive way in the area of the connector, along the interface post/dentin and core/dentin and on abutment dentin teeth. In conclusion, the highest tensile stress was observed in the connector areas and on palatine abutments roots surfaces. The protrusion causes higher stress and displacement than canine guide. The ferrule presence in the abutment teeth reduced the maximum principal tensile stresses on tooth-restoration complex and the fiberglass post seems to improve the stress distribution on anterior 3-unit fixed-dental-prostheses.

Key Words: fixed dental prosthesis, finite element analysis, intrarradicular posts, fiberglass post, stress distribution.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD - *Computer Aided Design*. Projeto auxiliado por computador.

et al. – E colaboradores.

3D – Tridimensional.

LAT - Simulação de contato estático em lateralidade canina.

mm – Unidade de comprimento (milímetro).

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado).

MEF – Método de Elementos Finitos.

MPa – Força / Área (Mega Pascal).

N – Unidade de força – carga aplicada (Newton).

NMF – Núcleo metálico fundido.

° – Unidade de angulação (grau).

PFV – Pino de fibra de vidro.

PRT - Simulação de contato estático protrusivo.

Re – Presença de remanescente coronário dentinário de 2 mm.

SRe – Ausência de remanescente coronário dentinário.

*step – *Standard for the Exchange of Product Data* ou padrão para intercâmbio de dados de produtos (formato universal de dados para troca de geometria 3D).

*stl - *STereoLithography*. Formato originalmente idealizado para stereolitografia em sistemas de manufatura aditiva, criado para sistemas 3D.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	01
2. REVISÃO DA LITERATURA	04
2.1. Comportamento biomecânico de retentores intrarradiculares	04
2.2. Comportamento biomecânico de próteses fixas	10
2.3. Comportamento clínico de próteses fixas	13
2.4. Aspectos fundamentais de oclusão	16
3. PROPOSIÇÃO	18
4. MATERIAL E MÉTODOS	19
4.1. Geração das geometrias	19
4. 2. Análise numérica computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF)	24
4.2.1. Pré-processamento	24
4.2.1.1. Importação da geometria	24
4.2.1.2. Atribuição das propriedades dos materiais	24
4.2.1.3. Geração da malha	26
4.2.1.4. Aplicação das condições de contorno e carregamento	26
4.2.2. Processamento	30
4.2.3. Pós processamento	30
5. RESULTADOS	31
6. DISCUSSÃO	41
7. CONCLUSÕES	47
REFERÊNCIAS	48
ANEXO	53

1 INTRODUÇÃO

Apesar dos avanços científicos suportarem o uso de implantes para reabilitação de pacientes total ou parcialmente edêntulos, eles ainda podem ser limitados em pacientes que apresentam rejeição deste procedimento por caráter emocional ou por alterações locais ou sistêmicas individuais (Sugerman & Barber, 2002). O uso de prótese dental fixa é considerado importante procedimento para a reabilitação do aparelho estomatognático. Se comparada à ausência de dentes, a prótese favorece o equilíbrio na remodelação óssea e preserva a saúde da estrutura desse tecido (Field *et al.*, 2010).

Contudo, tem se observado a mudança de paradigma frente a protocolos restauradores, sendo influenciado pela introdução de novos materiais e técnicas. Nas últimas décadas, materiais metálicos têm sido gradualmente substituídos por sistemas livres de metal, tanto para a reabilitação da porção coronária dos dentes (da Silva *et al.*, 2010) quanto no uso de retentores intrarradiculares (da Silva *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011; Soares *et al.*, 2012). Dentro deste propósito, os pinos de fibra de vidro tem apresentado vantagens se comparados aos metálicos quanto a redução de tempo clínico (Santos *et al.* 2010), resistência a corrosão (Ferrari *et al.*, 2000; Soares *et al.*, 2012), biocompatibilidade e propriedades mecânicas semelhantes a dentina (Santos *et al.*, 2010; Kaur *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011; Soares *et al.*, 2012 (a)), adesão aos tecidos dentários (Goracci *et al.*, 2007), estética e habilidade em reduzir a incidência de fraturas irreparáveis (Santos-Filho *et al.*, 2008; da Silva *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011).

Dessa forma, diversas pesquisas têm sido conduzidas com diferentes metodologias para identificar o comportamento biomecânico desses pinos não metálicos em dentes com ou sem remanescente coronário, em relação a resistência à fratura (Santos-Filho *et al.*, 2008; da Silva *et al.*, 2010, Silva *et al.*, 2011), deformação (Santos-Filho *et al.*, 2008, Silva *et al.*, 2011), distribuição de tensões (Lanza *et al.*, 2005, Coelho *et al.*, 2009; Eraslan *et al.*, 2009; Santos *et al.*, 2010; Kaur *et al.*, 2010) e longevidade clínica (Ferrari *et al.*, 2000; Soares *et al.*, 2012 (a)). Entretanto, nestes estudos, independente da localização no arco dentário, considera-se a indicação de uso desses pinos na reabilitação de um único

dente, não sendo conhecido, até o presente momento, o seu comportamento em pilares de próteses fixas múltiplas.

Aspecto relevante a ser considerado nas reabilitações dentárias é a complexidade da biomecânica mastigatória, a qual envolve quatro unidades fisiológicas básicas: sistema neuromuscular, as articulações temporomandibulares, a oclusão dentária e o periodonto (Fernandes-Neto *et al.*, 2003; Franco *et al.*, 2012). Nesse processo, os dentes anteriores e posteriores tem a função de proteção mútua, sendo que o trespasse horizontal e vertical dos dentes anteriores desocluem os posteriores em todos os movimentos excursivos mandibulares (Williamson & Lundquistntes 1983; Thornton, 1990; Pokorny *et al.*, 2008). Dessa forma, é importante conhecer os efeitos dessa dinâmica mastigatória, especialmente em situação de esplintagem como ocorre na prótese fixa, recuperando de forma harmônica a função e estética (Motta *et al.*, 2007; Pokorny *et al.*, 2008; Field *et al.*, 2010; Dittmer *et al.*, 2011).

Apesar das avaliações laboratoriais destrutivas como a análise de resistência à fratura, microtração, resistência flexural entre outras serem ferramentas importantes para a pesquisa odontológica, elas apresentam alto custo operacional e não são capazes de fornecer informações do comportamento estrutural do complexo dente-restauração durante a aplicação de carga. Quando do carregamento funcional, são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, podendo ser acentuadas de acordo com a geometria e propriedades mecânicas do complexo restaurador (Anusavice *et al.*, 2007; Soares *et al.*, 2012 (b)). Nesse caso, a utilização de metodologia computacional como o método de elementos finitos, favorece a análise biomecânica da distribuição de tensões que ocorre durante o carregamento (Lanza *et al.*, 2005; Anusavice *et al.*, 2007; Coelho *et al.*, 2009; Eraslan *et al.*, 2009; Kaur *et al.*, 2010; Soares *et al.*, 2012 (b)). Esta ferramenta é ainda capaz de estimar o tempo de sobrevivência dependendo das características das estruturas em análise, proporcionando dados valiosos com custo relativamente baixo e tempo reduzido (Anusavice *et al.*, 2007; Soares *et al.*, 2012 (b)).

Diante deste contexto, esta tese teve como objetivo investigar, por meio do método de elementos finitos tridimensionais (3D), a influência do tipo de retentor intrarradicular (núcleo metálico fundido ou pino de fibra de vidro), presença de remanescente coronário (sem remanescente ou remanescente de 2 mm) e tipo de carregamento virtualmente simulado (protrusão ou lateralidade canina) no comportamento biomecânico de prótese fixa anterior de 3 elementos, confeccionada em cerâmica pura reforçada por dissilicato de lítio. As hipóteses testadas foram de que o pino, a altura do remanescente coronário ou o tipo de carregamento influenciam a distribuição de tensões na região de conexão entre pântico e dentes pilares, na interface núcleo de preenchimento e dentina, pino e dentina radicular e nas raízes dos dentes pilares da prótese fixa anterior de 3 elementos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Comportamento biomecânico de retentores intrarradiculares

A inserção de retentores intrarradiculares é indicada para reabilitação estética e funcional de dentes tratados endodonticamente, quando a perda estrutural compromete o remanescente coronário reduzindo a capacidade do mesmo em reter e estabilizar o núcleo de preenchimento e a coroa. As forças funcionais e, eventualmente parafuncionais, que ocorrem durante a mastigação tornam a resposta estrutural dos tecidos orais um desafio inato. Dentro dessa perspectiva, o retentor atua distribuindo as tensões ao longo do conjunto coroa-raiz dentária e diversas pesquisas detiveram-se em avaliar o comportamento biomecânico dos mesmos, para alcançar aquele clinicamente mais conveniente.

Assif & Gorfil, em 1994, discorreram a respeito de considerações biomecânicas para dentes tratados endodonticamente. Os autores citaram que a perda de estrutura dentária diminui a habilidade desses dentes em resistir às forças mastigatórias e aumentam o risco de fraturas. Além disso, existe correlação direta entre o diâmetro da raiz e a capacidade do dente em resistir às forças laterais. Os autores questionam o uso de retentores com o objetivo de aumentar a resistência à fratura dos elementos dentais, para isso eles demonstraram, por meio de modelo geométrico, a distribuição de tensões em dentes anteriores submetidos às cargas mastigatórias. Quando a força é aplicada na face palatina, o dente sofre micro-flexão concentrando tensões de compressão na face vestibular e tensões de tração na superfície palatina. Como são cargas contrárias em superfícies opostas, anulam-se no centro longitudinal do dente que é a região onde se localiza o canal radicular ou o retentor. Desse modo, o retentor intrarradicular estaria em uma zona neutra de tensões, sendo pouco influente na resistência dentária. Assim, eles relatam a necessidade de introdução de técnicas que reforcem a superfície externa da raiz. Os autores afirmam que o aumento do comprimento e diâmetro de pinos metálicos no interior do canal radicular pode comprometer o prognóstico do dente restaurado e que todos os dentes despolpados restaurados com coroas protéticas deveriam ter margem dentinária envolvida por cinta metálica.

Ferrari *et al.*, em 2000, observaram em estudo retrospectivo de 4 anos, 200 pacientes que receberam retentores intrarradiculares: fibra de carbono fixado com cimento resinoso (n = 100) ou núcleo metálico fundido (n = 100) fixado com cimento fosfato de zinco. Todos os dentes receberam coroas metalocerâmicas como restauração final. Os dentes restaurados com pinos de fibra de carbono mostraram taxa de sucesso (95%), significativamente maior do que aqueles restaurados com núcleo metálico fundido (84%). Além disso, percebeu-se maior frequência de fraturas radiculares com o uso dos pinos metálicos (n = 9) do que com os de fibra de carbono (n = 0).

Lanza *et al.*, 2005, compararam a distribuição de tensões em dentina e camada de cimento adesivo em dentes anteriores tratados endodonticamente, em função do tipo de material constituinte do retentor intrarradicular. Foram gerados 3 modelos tridimensionais; dentes que receberam retentores intrarradiculares de aço, fibra de carbono e fibra de vidro. Os resultados foram analisados de acordo com as tensões de von Mises e mostraram que quanto menor o módulo de elasticidade do material restaurador, maior a distribuição das tensões no interior da estrutura dental. A influência da capacidade elástica do cimento em distribuir as tensões foi pouco relevante quando foi empregado pino com alta rigidez.

Em 2007, Goracci *et al.* realizaram revisão da literatura tendo em foco a capacidade adesiva dos pinos de fibra de vidro. Os autores sintetizaram os principais ensaios laboratoriais utilizados na literatura; microtração, teste de *pull-out* e de *push-out*. Concluíram que, embora a adesão à dentina intrarradicular seja mais difícil de alcançar do que na dentina coronária, as técnicas e os sistemas cimentantes atuais podem resultar em sucesso clínico dessas restaurações. Observaram também que vários pré-tratamentos químicos da superfície dos pinos induzem a resultados positivos e que apesar da necessidade de avaliação a longo prazo dos cimentos autoadesivos, estes parecem ser materiais promissores para a adesão do pino de fibra de vidro ao canal radicular.

Santos-Filho *et al.*, em 2008, testaram a hipótese de que o tipo de pino: fibra de vidro, moldado e fundido e pré-fabricado metálico e a extensão intrarradicular: 1/3 (5 mm), metade (7,5 mm) e 2/3 (10 mm) do comprimento radicular interferem na deformação,

resistência e padrão de fratura de incisivos superiores bovinos tratados endodonticamente. As amostras (n=135) foram restauradas com coroas metálicas e apresentaram férula de 2 mm. Em cinco amostras de cada grupo (n=15), dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100 N. A resistência à fratura (Newtons) das amostras foi então medida em máquina de ensaio mecânico com aplicação de carga oblíqua (45°). A análise dos resultados mostrou que para todos os grupos a redução da extensão do retentor resultou em maiores valores de deformação. Entretanto, os grupos restaurados com retentores metálicos mostraram aumento 2 vezes maior de deformação comparados aos de fibra de vidro, quando cimentados na extensão de 5 mm. Os valores de resistência à fratura revelaram que o comprimento do retentor foi estatisticamente significativo apenas para os grupos restaurados com retentores metálicos, os quais exibiram tendência para fraturas radiculares. Os autores concluíram que a maior profundidade dos retentores metálicos melhorou o comportamento biomecânico dos incisivos superiores tratados endodonticamente, porém não foi alterado quando o dente era restaurado com pino de fibra de vidro. Sendo assim, considerou-se que a profundidade de 2/3 do comprimento radicular é indicada para melhor comportamento biomecânico para retentores metálicos, contudo não é decisiva para pino de fibra de vidro.

Em 2009, Eraslan *et al.*, avaliaram o efeito do remanescente coronário com diferentes alturas na distribuição de tensão da dentina e do complexo restaurador, usando análise de tensões pelo método de elementos finitos tridimensional. Foram utilizados modelos simulando um incisivo central superior restaurado com coroa em cerâmica pura associado a dois sistemas de pinos com diferentes módulos de elasticidade: pino de fibra de vidro e pino cerâmico de zircônia. Os modelos tridimensionais variaram a altura do remanescente coronário em três níveis: sem remanescente, 1 mm e 2 mm de remanescente coronário. Os valores de tensão de von Mises observados com o uso de 2 mm de remanescente coronário foram inferiores aqueles apresentados nos modelos sem remanescente coronário, para ambos os pinos. Entretanto o pino de cerâmica induziu maiores tensões na dentina e no pino que os pinos de fibra.

Coelho *et al.*, 2009, investigaram por meio de análise bidimensional por elementos finitos, a influência do material do pino (CuAl, Aço inoxidável, fibra de vidro, fibra de carbono, zircônia e titânio) no comportamento biomecânico de raízes fragilizadas. Observou-se que o uso de pinos não metálicos resulta em distribuição de tensões semelhantes ao dente hígido, indicando-os como alternativa restauradora para dentes tratados endodonticamente com raízes fragilizadas.

No ano seguinte, da Silva *et al.* avaliaram o efeito do pino, do núcleo de preenchimento, do tipo de coroa e presença da férula na deformação, resistência e padrão de fratura de incisivos bovinos tratados endodonticamente. Cento e oitenta raízes de incisivos bovinos foram tratadas endodonticamente, divididas em 2 grupos (n = 90) e preparadas com e sem férula. Cada grupo foi subdividido em 3 subgrupos (n = 30), de acordo com a reconstrução corono-radicular: Núcleo metálico fundido (NMF); pino de fibra de vidro (PFV) + preenchimento coronário em resina composta (PFVR) ou PFV associado a reforço coronário de fibra de vidro (PFVfV). Metade das amostras (n = 15) de cada subgrupo foi restaurada com coroas metálicas e metade com cerâmica aluminizada. Cinco espécimes de cada grupo foram submetidos ao ensaio de extensometria, no qual o carregamento de 100 N foi realizado para mensurar a deformação radicular nas superfícies vestibular e proximal. Posteriormente, todas as amostras foram submetidas à carregamento contínuo até a falha. Os resultados demonstraram que o fator férula, independente do tipo de sistema de reconstrução corono-radicular, não influenciou significativamente os valores de resistência à fratura e deformação vestibular para os grupos restaurados com coroas cerâmicas; enquanto para aqueles restaurados com coroa metálica a férula resultou em deformação estatisticamente inferior e maior resistência à fratura. NMF demonstrou significativamente menor deformação que PFV e PFVR quando empregada coroa metálica. Os grupos restaurados com coroas metálicas com férula produziram fraturas envolvendo o terço coronário e médio da raiz, por outro lado na ausência de férula predominaram fraturas que envolveram o núcleo de preenchimento e terço coronário da raiz. Os grupos restaurados com coroas cerâmicas não apresentaram variação no padrão de fratura. Os autores concluíram que o comportamento biomecânico de dentes anteriores tratados

endodonticamente restaurados com coroas cerâmicas independe do tipo de reconstrução corono-radicular. A presença da férula melhorou o comportamento mecânico dos dentes restaurados com coroas metálicas. Na ausência da férula a interação do NMF com coroa metálica resultou em melhor desempenho biomecânico.

O sucesso clínico de pinos de fibra tem sido atribuído principalmente ao seu módulo de elasticidade, que é próximo ao da estrutura dentinária, diferentemente do que ocorre nos pinos metálicos. Kaur *et al.*, em 2010, realizaram comparação do padrão de distribuição de tensões, pelo método de Elementos Finitos tridimensional, em incisivo central com canal mediano ou alargado, restaurado com coroa cerâmica pura e pino de fibra de carbono, aço inoxidável ou núcleo metálico moldado e fundido em ouro. Os autores observaram que a concentração de tensões gerada na superfície radicular poderia estar correlacionada com o módulo de elasticidade dos materiais e que o retentor biomecanicamente mais favorável, entre os testados, foi o pino de fibra de carbono.

Santos *et al.*, 2010, analisaram a distribuição de tensões, pelo método de elementos finitos tridimensional, em pré-molar restaurado com pino metálico ou pino de fibra de vidro, aderidos ou não ao canal radicular. Adicionalmente, o risco de fratura foi determinado pelo coeficiente entre a máxima tensão principal e a tensão de tração. Observou-se que o pino de fibra de vidro aderido ao canal, induziu menor concentração de tensões, comparado ao metálico na interface com o cimento e, conseqüentemente menor risco de descolamento do pino; além disso, parece induzir ao menor risco de fratura radicular porque o risco de fraturas de núcleo e pino é maior. Entretanto, se a adesão do pino de fibra de vidro falha, há maior concentração de tensão na raiz do que aquela induzida pelo pino metálico.

Silva *et al.*, em 2011, avaliaram o efeito de diferentes pinos e técnicas restauradoras na resistência à fratura, padrão de fratura e deformação de raízes com canais excessivamente alargados. Foram empregadas 135 raízes bovinas com dimensões semelhantes, tratadas endodonticamente, aleatoriamente divididas em 9 grupos (n = 15). Dois grupos de referência foram restaurados com retentores intrarradiculares metálicos

fundidos em níquel-cromo e pino de fibra de vidro com núcleo de preenchimento em resina composta. Para os demais grupos, os canais radiculares foram alargados na profundidade de 9 mm e o diâmetro aumentado para $\pm 3,5$ mm, padronizando a espessura de dentina remanescente em 0,5 mm no terço coronário da raiz. Os canais alargados foram restaurados com: núcleo metálico fundido, pino de fibra de vidro, pino de fibra de vidro associado a pinos de fibra de vidro acessórios, pino reembasado com resina composta e pino reembasado com resina composta e pinos acessórios. As amostras foram submetidas a 3×10^5 ciclos de fadiga mecânica de 50 N de carga. Em cinco amostras de cada grupo, dois extensômetros foram aderidos à raiz, um na mesial e outro na vestibular, 1 mm abaixo do limite cervical da coroa, no centro do dente, para mensurar a deformação das raízes sob carregamento contínuo de 0 a 100 N. O padrão de fratura foi classificado de acordo com o grau de comprometimento da estrutura dentária em reparável ou irreparável. Não houve diferença significativa na deformação externa da raiz entre os grupos estudados, porém, o uso de pinos de fibra de vidro, associado ao preenchimento com resina composta e/ou pinos de fibra de vidro acessórios, parece ser mais indicado como alternativa ao núcleo metálico fundido em raízes fragilizadas, devido ao menor risco de fraturas irreparáveis.

Dados com base em estudos clínicos de longo prazo são essenciais para o dentista na tomada de decisões. Soares *et al.*, em 2012 (a), realizaram revisão sistemática de estudos clínicos retrospectivos e prospectivos de pinos e núcleos metálicos e pinos de fibra em relação à taxa de sobrevivência e tipo de falhas prevalentes. A revisão de literatura foi realizada utilizando a base de dados MEDLINE no período dezembro de 1990 até Dezembro de 2010. Vários fatores biológicos, mecânicos e estéticos parecem estar envolvidos na taxa de sobrevivência do procedimento restaurador de dentes tratados endodonticamente. A seleção do pino deve satisfazer e otimizar esses fatores. Adicionalmente, desgaste mínimo da estrutura dentária existente deve ser priorizado, pois se percebeu que a férula melhora a previsibilidade de dentes restaurados com pinos. Pinos de fibra de vidro têm demonstrado boa sobrevivência em estudos clínicos, com desempenho semelhante aos pinos metálicos e núcleos moldados e fundidos para dentes unitários. Retentores metálicos apresentam boa sobrevivência clínica, no entanto, as falhas

envolvidas são em sua maioria irreversíveis, ao contrário do que acontece com os pinos de fibra de vidro.

2.2. Comportamento biomecânico de próteses fixas

Apesar do implante dental, na maioria das vezes, ser a primeira opção para reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos, algumas alterações individuais podem limitar o seu uso. Sugerman & Barber, 2002, em revisão de literatura parametriza a seleção de pacientes para o uso de implantes dentais, discutindo os efeitos de patologias locais ou sistêmicas que podem reduzir a taxa de sucesso desse procedimento, o que torna a prótese fixa convencional a melhor indicação. Dessa forma, próteses parciais fixas ainda são comumente usadas como opção de tratamento para reabilitação da função e estética oral.

O comportamento biomecânico das próteses fixas é complexo, uma vez que envolve diferentes tipos de tensões frente aos esforços mastigatórios: compressão, tração, cisalhamento ou a associação delas. Oh *et al.*, 2002, observaram, por meio de fractografia, que o início de fraturas em prótese fixa está diretamente ligado às áreas de maior concentração de tensões de tração, em especial na região de conectores, na embrasura gengival, sendo que quanto menor o raio de curvatura nesta região, maior a concentração dessas tensões. Dessa forma, adequada morfologia da região de conexão entre dentes pilares e pântico é fundamental para reduzir a probabilidade de falhas desse procedimento restaurador.

Motta *et al.*, 2007, identificaram por meio de estudo bidimensional por elementos finitos, as áreas de maior risco de falhas em prótese fixa posterior de 3 elementos, constituídas por cerâmica pura e metalocerâmica. Força de 100 N foi aplicada, considerando forças fisiológicas (sobre dentes pilares e pântico) e não fisiológicas (apenas sobre os dentes pilares ou somente no pântico). O menor nível de tensão, pelo critério da

tensão máxima principal foi verificado quando aplicada força fisiológica em prótese cerâmica pura. Quando a carga foi aplicada sobre o pântico, os valores mais altos dessas tensões foram gerados sobre as áreas de conexão entre os dentes pilares e o pântico.

Em 2008, Shinya *et al.* avaliaram a distribuição de tensões em prótese fixa adesiva anterior variando o tipo de infra-estrutura; liga de prata-paládio ou resina reforçada por fibra de vidro. O modelo tridimensional da prótese adesiva continha como dentes pilares o incisivo central e o canino e o pântico era constituído por resina composta. Os modelos receberam força de 154N a 45° do ângulo incisal do pântico. A região de conexão entre dentes pilares e pântico concentrou tensões igualmente aquelas apresentadas no local de aplicação da força, para ambos os tipos de infra-estrutura. A fibra permitiu melhor distribuição das tensões advindas do contato do que a infra-estrutura metálica.

Mokhtarikhoee *et al.*, 2008, avaliaram diferentes geometrias de conectores de prótese fixa em cerâmica pura reforçada por dissilicato de lítio, para verificar qual poderia levar a maior resistência e comportamento biomecânico. Modelos tridimensionais de elementos finitos foram gerados representando uma prótese fixa do primeiro molar inferior, com três diferentes alturas para conectores: 3 mm, 4 mm e 5 mm. Carga estática de 500 N foi aplicada axialmente, no centro da área do pântico. Os autores verificaram que a tensão máxima ocorreu na área do conector em todos os modelos e que o aumento da altura reduziu a concentração de tensões nessa região, diminuindo, conseqüentemente, o risco de fratura, apesar das tensões serem menores que a resistência à tração da cerâmica.

Em função da região do conector ser propícia a falha, em 2009, Plengsombut *et al.*, estudaram o efeito de dois desenhos de conectores na resistência à fratura de diferentes cerâmicas usadas como infra-estrutura de prótese fixa (reforçada por dissilicato de lítio - prensada ou usinada, e reforçada por policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (Y-TZP) - usinada). A geometria interna dos conectores era arredondada (com raio de curvatura de $0,60 \pm 0,01$ mm) ou em forma de V (com raio de curvatura de $0,06 \pm 0,001$ mm). Os autores verificaram que a cerâmica reforçada por Y-TZP apresenta maior resistência à fratura que a reforçada pelo dissilicato de lítio, e em especial para as cerâmicas

prensadas, o conector arredondado melhora essa resistência. Porém, observou-se que a fratura nos conectores inicia-se pela superfície gengival e propaga-se para o pântico, independente da geometria ou material.

Dittmer *et al.*, 2010, preocupados com resultados de estudos que simulam bases metálicas como suporte para próteses fixas em ensaios mecânicos, investigaram a influência da composição das estruturas de suporte na distribuição de tensões em prótese fixa posterior de 4 elementos constituída por zircônia. Os modelos tridimensionais representavam a prótese do hemiarco superior esquerdo de primeiro pré-molar a segundo molar, tendo estes como dentes pilares. As estruturas de suporte foram modeladas em quatro versões: 1- dentes em níquel-cromo suportados rigidamente em uma barra de níquel-cromo, 2- dentes em níquel-cromo fixados de forma resiliente em uma barra de níquel-cromo, 3- substituição do níquel-cromo pelo poliuretano nos dentes pilares e no suporte, 4- simulação da situação *in vivo*: dentina e esmalte para dentes pilares e osso e ligamento periodontal considerados para o suporte. Os autores observaram a tensão máxima de tração para os materiais mais resilientes, aproximando da situação *in vivo* e sugeriram que estudos *in vitro* utilizem este tipo de material, pois pode tornar a análise mais fiel a realidade clínica.

Ainda em 2010, Field *et al.*, avaliaram, por meio de análise tridimensional por elementos finitos, a potencial resposta biológica para a remodelação óssea durante a mastigação, pré e pós-inserção de prótese parcial fixa. As tensões equivalentes de von Mises foram analisadas e quantificados vestibulo-lingualmente e mesio-distalmente na região do pré-molar para o molar inferior. Os autores observaram que o uso da prótese favorece o equilíbrio na remodelação óssea e preserva a saúde da estrutura desse tecido.

Em 2011, Dittmer *et al.* investigaram a influência de quatro diferentes conceitos oclusais na distribuição de tensões em prótese fixa posterior confeccionada em zircônio. Modelos tridimensionais de elementos finitos (MEF) foram criados, tendo como pilares o pré-molar e molar e dois pré-molares como pânticos. Força de 300 N foi virtualmente aplicada de forma perpendicular ao plano oclusal, distribuída sobre a superfície oclusal, em

contatos que variaram entre 15 e 42 em número. Os autores concluíram que a distribuição de contatos oclusais influencia significativamente na distribuição de tensões em prótese fixa posterior e sugerem que o maior número possível de contatos oclusais, distribuídos em cúspides funcionais, vertentes triturantes e cristas marginais, podem ser importantes para minimizar os efeitos da fadiga causada pelos ciclos mastigatórios.

Ademais em 2012, Soares *et al.* (b) em capítulo de livro, discorreram à respeito do amplo e válido emprego do Método de elementos finitos na odontologia. Trata-se de ferramenta computacional extremamente útil e poderosa para a interpretação de sistemas biomecânicos complexos. O método oferece visão instantânea das relações biomecânicas (causa-efeito) que não podem ser facilmente obtidos com qualquer outro método. Ainda, tem a capacidade de auxiliar no desenho adequado de experimentos laboratoriais ou clínicos. Nesse sentido, as simulações são capazes de prever, de forma mais abrangente, resultados de tratamentos que mantêm a saúde oral. Frente as complexas variações existentes na área de saúde, o método de elementos finitos permite a manipulação de parâmetros individuais, tornando-se possível isolar e estudar a influência de cada parâmetro com mais precisão. Por tudo isso, apesar de ser baseada em modelos matemáticos simplificados, essa ferramenta de pesquisa tem tido significativo impacto sobre o atual estado da arte da odontologia.

2.3. Comportamento clínico de próteses fixas

A demanda pela qualidade do cuidado em saúde e a complexidade envolvida no ambiente oral tem contribuído para aumentar o número de pesquisas clínicas que possam tornar mais segura e com melhor prognóstico a tomada de decisões por determinados procedimentos clínicos na odontologia.

Taskonak *et al.*, 2006, avaliaram o desempenho clínico de coroas e próteses parciais fixas de 3 elementos, confeccionadas em dissilicato de lítio. Foram realizadas vinte coroas, anteriores ou posteriores e vinte próteses fixas, anteriores ou posteriores de 3

elementos. As avaliações das restaurações foram realizadas no início e uma vez por ano, durante 2 anos, usando os critérios do serviço público de Saúde dos Estados Unidos: adaptação marginal, forma anatômica, cor, cáries secundárias, fraturas nas restaurações e sensibilidade pós operatória. A taxa de sobrevivência das restaurações foi determinada utilizando análise estatística Kaplan-Meier. Nenhuma cárie recorrente foi observada para ambas as coroas e próteses parciais fixas. Nenhuma coroa fraturou no período de 2 anos, no entanto, dez (50%) de falhas catastróficas ocorreram para as próteses fixas. Cinco delas (25%) ocorreram dentro do período de 1 ano e os outros (25%) no segundo ano. Das dez falhas, oito foram na região de conexão e duas foram lascamento da cerâmica. Os autores concluíram que a cerâmica reforçada por dissilicato exibiu comportamento clínico satisfatório para coroas unitárias, no período de 2 anos. Porém, o alto índice de falhas a torna limitada para o uso em prótese fixa.

Marquardt & Strub, 2006, avaliaram a taxa de sobrevivência de coroas e próteses parciais fixas confeccionadas em cerâmica reforçada por dissilicato de lítio. Após 50 meses, a taxa de sobrevivência foi de 100% para coroas e 78% para próteses fixas de 3 elementos. Seis falhas foram observadas entre as 31 próteses inseridas na região anterior e região de pré-molares. Entretanto, 66% dessas foram falhas técnicas, em desrespeito as instruções do fabricante, desconsiderando a dimensão mínima de 3 x 4 mm (largura x altura) de dimensão de conector na região anterior. Os autores concluíram que a cerâmica avaliada é um material apropriado para a fabricação de coroas individuais, porém, por causa da redução da taxa de sobrevivência, condições estritas devem ser consideradas para o seu uso em próteses fixas de 3 elementos.

Ademais, em 2007, De Backer *et al.* investigaram retrospectivamente a influência de retentores intrarradiculares fundidos em ouro na taxa de sobrevivência de dentes restaurados com coroas totais unitárias ou com próteses fixas, por 16 a 20 anos. Foram observados 1037 coroas, 134 próteses fixas de 3 elementos, 322 próteses com mais de 3 elementos e 168 próteses em *cantilever*. O teste Kaplan-Meier indicou que a taxa de sobrevivência de coroas unitárias foi de 74,9% e 79,4% e, para próteses fixas de 3 elementos, foi de 83,2% e 60,5% para dentes vitais e restaurados com pinos, respectivamente, não

havendo diferença entre eles. Para próteses extensas ou em *cantilever*, o uso de retentores resultou em aumento significativo no número de falhas.

Neste mesmo ano, Anusavice *et al.* em revisão sistemática da literatura avaliaram os aspectos físicos, mecânicos e biológicos que estão envolvidos no comportamento clínico de próteses fixas cerâmicas e metalocerâmicas, em estudos com acompanhamento longitudinal acima de 5 anos. Verificaram que menos de 15% das próteses necessitam ser substituídas em até 10 anos. Entretanto, observaram variabilidade nos parâmetros clínicos das falhas, o que justifica criar sistema de classificação que identifique corretamente os insucessos das próteses: clínicos, técnicos ou biológicos. A pesquisa aponta que, em função da complexidade de fatores envolvidos nas falhas clínicas, não existe teste único *in vitro* que possa prever o comportamento das mesmas. Porém, apontam o Método de Elementos Finitos como ferramenta capaz de estimar o tempo de sobrevivência dependendo das características das estruturas cerâmicas em análise.

Wolfart *et al.*, em 2009, realizaram estudo prospectivo de 8 anos para avaliar a evolução clínica de próteses fixas anteriores e posteriores confeccionadas em dissilicato de lítio. Foram observadas 36 próteses, sendo 16% na região anterior e 84% na região posterior, cimentadas com cimento resinoso ou ionomérico. O tamanho da área de conexão anterior foi de 12 mm² e de 16 mm² na região posterior. No geral, após 8 anos, a taxa cumulativa de sobrevivência de acordo com Kaplan-Meier foi de 93%. Na região anterior, houve complicação em 33,33% das próteses, caracterizadas pelo lascamento da prótese na incisal do canino, após 70 meses e na área de pântico, após 38 meses. Entretanto, ambas as complicações na região anterior, não afetaram a função clínica e foram solucionadas com reparo, sem a necessidade de substituição das mesmas. Concluíram que próteses fixas anteriores e posteriores de 3 elementos, confeccionadas em dissilicato de lítio, podem ser usadas clinicamente com alto índice de sucesso, independente do tipo de cimentação.

Devido à extensa variação dos parâmetros que definem as falhas clínicas em prótese fixa cerâmica e metalocerâmica, Anusavice (2012), após revisão sistemática da literatura, sugeriu padronização dos tipos de falhas, insucessos e sobrevivência clínica deste

tipo de restauração. Para tal desenvolveram um protocolo para otimizar as pesquisas clínicas e identificar os diferentes tipos de falhas e seus possíveis tratamentos, reduzindo a necessidade de substituição das restaurações afetadas.

2.4. Aspectos fundamentais de oclusão

Além das características de componentes protéticos e seu comportamento clínico, é importante compreender os fatores envolvidos na dinâmica mastigatória. A compreensão da oclusão deve basear-se no conhecimento da fisiologia do sistema mastigatório e discernimento sobre sua geometria funcional e adaptações.

Em 1983, Williamson & Lundquist mostraram redução da atividade eletromiográfica dos músculos masseter e temporal quando a guia anterior protrusiva era realizada e aumento quando era eliminada. Os autores sugeriram que a guia anterior poderia reduzir o desgaste dos dentes posteriores e também a tensão sobre a articulação têmporomandibular. Dessa forma, sabendo-se que as guias anteriores são fundamentais para a harmonia oclusal do relacionamento funcional da dentição natural, Thornton (1990), em revisão de literatura enfatizou e comparou características da guia anterior canina e função em grupo. A autora concluiu que ambas são válidas, apesar de que, quando há necessidade de alteração ou reabilitação dessa guia, há predileção pela guia canina por parte dos pesquisadores.

Em 2003, Fernandes-Neto *et al.* destacaram a importância da harmonia oclusal para a promoção da saúde do indivíduo, enfatizando a importância da integração do sistema estomatognático com suas estruturas e respectivas funções e o ser biopsicossocial. Descreveram que manutenção ou reabilitação do sistema estomatognático tem como objetivo preservar ou restabelecer a dimensão vertical, a relação cêntrica, a estabilidade oclusal e a guia anterior. A última trata-se do relacionamento das bordas incisais dos dentes anteriores inferiores com a face lingual dos dentes anteriores superiores, durante os

movimentos de protração e de lateralidades da mandíbula, sem contato dentário posterior, formando-se com as articulações têmporomandibulares direita e esquerda um tripé de estabilidade. Com isso, consegue-se preservação da saúde das unidades fisiológicas: neuromuscular, articulações têmporomandibulares, oclusão e periodonto, além de impedir contatos indevidos e potencialmente patológicos dos dentes posteriores durante os movimentos excêntricos da mandíbula, seja quando da apreensão e corte dos alimentos - guia anterior propriamente dita, ou da mastigação - guia de proteção lateral, em canina ou função em grupo. Na guia canina de proteção lateral, há o relacionamento de contatos contínuos de deslocamento entre a superfície incisal do canino inferior e a fossa lingual do canino superior durante as excursões laterais de trabalho da mandíbula, ou seja, o movimento que ocorre durante a mastigação do bolo alimentar, evitando contatos dos demais dentes anteriores e posteriores.

Porkorny *et al.*, 2008, realizaram uma revisão histórica, dos conceitos e teorias de oclusão publicados na literatura científica de 1950 a 2006, com o objetivo de validar cientificamente conceitos de oclusão para próteses fixas. Poucas pesquisas que detalham os critérios e parâmetros de análise e, conseqüentemente, falta de um modelo baseado em evidências, por isso, novas investigações científicas são necessárias para validar o tratamento oclusal. Porém, com os dados existentes, sugeriu-se que para próteses anteriores sejam restauradas as guias anteriores: incisiva e canina, permitindo a desocclusão dos dentes posteriores nos movimentos excêntricos mandibulares e, para as posteriores, indicaram a manutenção da dimensão vertical de oclusão, que em associação com as guias anteriores resultam em oclusão mutuamente protegida.

Franco *et al.*, 2012, realizaram revisão de literatura, considerando o período de 2000 a 2010, de desenhos de estudos, metodologias e seus resultados referentes as principais tendências do estudo da oclusão e do aparelho estomatognático. Observaram diversidade nas metodologias que tem fornecido informações mais detalhadas sobre a fisiologia da oclusão e do aparelho estomatognático bem como de sua integração com o corpo humano. Concluíram que a reabilitação oral não apenas restaura o dano das estruturas orais, mas também interfere em vários aspectos físicos e psicossociais do indivíduo.

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo avaliar, por meio do método de elementos finitos tridimensional (3D), a distribuição da tensão máxima principal na região de conexão entre pântico e dentes pilares, na interface núcleo de preenchimento e dentina, pino e dentina radicular e nas raízes dos dentes pilares de prótese fixa anterior de 3 elementos, variando:

I- Remanescente dentinário coronário, em dois níveis:

- A - Ausência de remanescente coronário (SRe);
- B - Presença de remanescente coronário de 2,0 mm (Re);

II- Tipo de retentor intrarradicular, em dois níveis:

- A - Retentor pré-fabricado reforçado com fibra de vidro (PFV);
- B - Núcleo metálico fundido (NMF) em liga de níquel-cromo;

III - Tipo de carregamento virtualmente aplicado, em dois níveis:

- A- Simulação de contato estático protrusivo (PTR);
- B- Simulação de contato estático em lateralidade canina (LAT).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para responder às hipóteses testadas neste estudo, foi seguido o protocolo BioCAD (Noritomi *et al.*, 2012), no qual foram gerados modelos geométricos tridimensionais das estruturas de interesse no programa CAD (Computer Assisted Desing) Rhinoceros (version 4.0 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, USA) e, posteriormente, foi realizada análise estrutural e elástica por meio do método de elementos finitos 3D, com o *software* ANSYS Workbench 12.0.1[®] (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA, USA), seguindo de forma sequencial as etapas de: 1- Geração das geometrias e 2- Análise numérica computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF).

4.1. Geração das geometrias

A partir de uma imagem tomográfica, da base de dados da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (DT3D/CTI; Campinas, São Paulo, Brasil), que foi segmentada no *software* Invesalius[®] (CTI, Campinas, Brasil), foi gerado um arquivo de stereolitografia (formato *.stl). O arquivo *.stl da maxila com todos os dentes, foi importado para *software* CAD e, com o protocolo Bio-CAD, desenvolvido no centro de tecnologia supracitado, um modelo virtual 3D foi gerado. Este protocolo gera um modelo simplificado, mas com detalhes suficientes para obter-se a solução do problema de acordo com os fatores em estudo, entretanto, com menor tempo de processamento dos dados e menor acúmulo de erro numérico que é inerente aos *softwares* computacionais.

De acordo com esse protocolo, inicialmente, foram selecionados os marcos anatômicos mais universais para a realização das modelagens, com exclusão de detalhes individualizados presentes na imagem tomográfica. Esses marcos anatômicos foram demarcados com linhas que foram utilizadas para geração de superfícies e, a partir destas superfícies, foram gerados os volumes das estruturas da maxila e dentes (Figura 1).

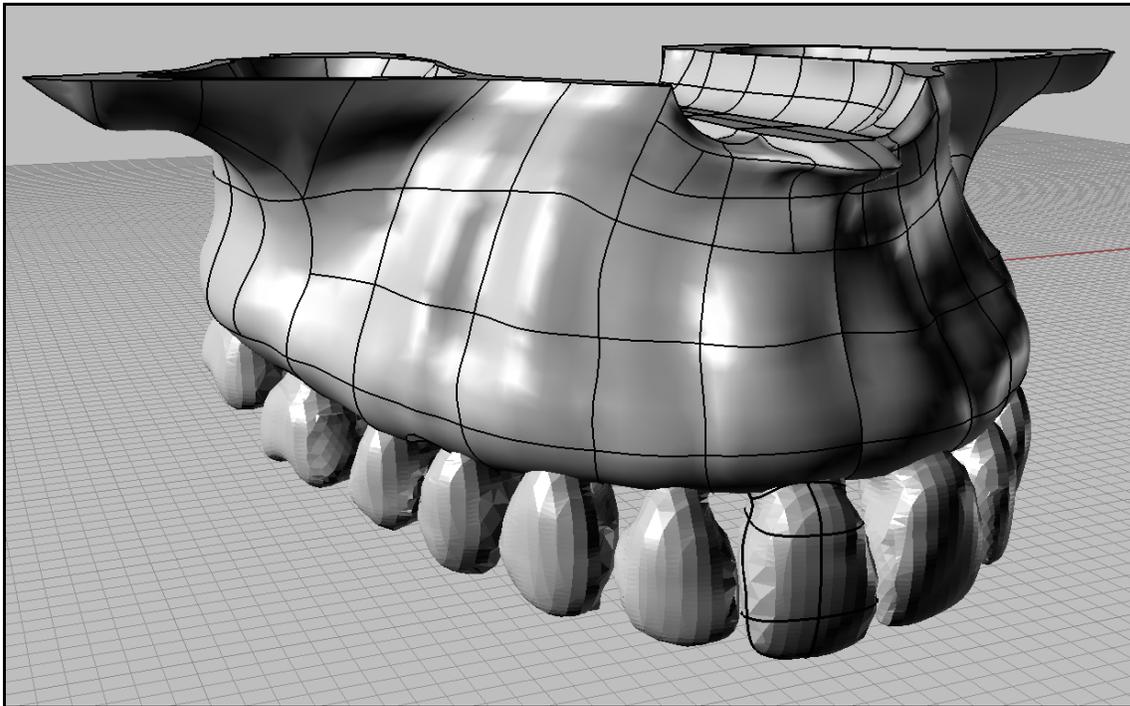


Figura 1 – Arquivo *.stl. com maxila e todos os dentes superiores, proveniente da imagem tomográfica. É possível notar linhas e superfícies geradas pela ferramenta CAD com referência nos marcos anatômicos do arquivo *.stl.

Por meio de ferramenta de secção no programa CAD, foi realizado corte longitudinal, e apenas a porção anterior direita da maxila foi considerada para a análise (considerando o princípio de simetria), usando o incisivo lateral como pântico e o incisivo central e canino como dentes pilares (Figura 2).

O pântico foi obtido por meio da secção da raiz do incisivo lateral com modificações no rebordo e na superfície cervical e gengival do dente. A superfície do pântico voltada para o rebordo recebeu formato de plano inclinado e seu comprimento total no sentido cervico-incisal foi de 7,5 mm. A área de conexão da prótese fixa anterior de três elementos foi desenhada de forma elíptica e arredondada (Plengsombut *et al.*, 2009), unindo o incisivo lateral e canino numa maior área de união possível, totalizando 6 mm² e 6,15 mm² entre o canino e o incisivos central e lateral, respectivamente. A distância entre os dentes pilares de distal do incisivo central e mesial do canino foi de 6,7 mm. Foram

modeladas também a coroa e a raiz do canino e incisivo central, ambos com ligamento periodontal e inseridos no osso cortical dos seus respectivos alvéolos. O canino superior possuía comprimento total de 29 mm, sendo 19 mm de comprimento radicular e 10 mm coronário. Já o incisivo central possuía comprimento de 26 mm, sendo 16 mm radicular e 10 mm coronário (Figura 3).

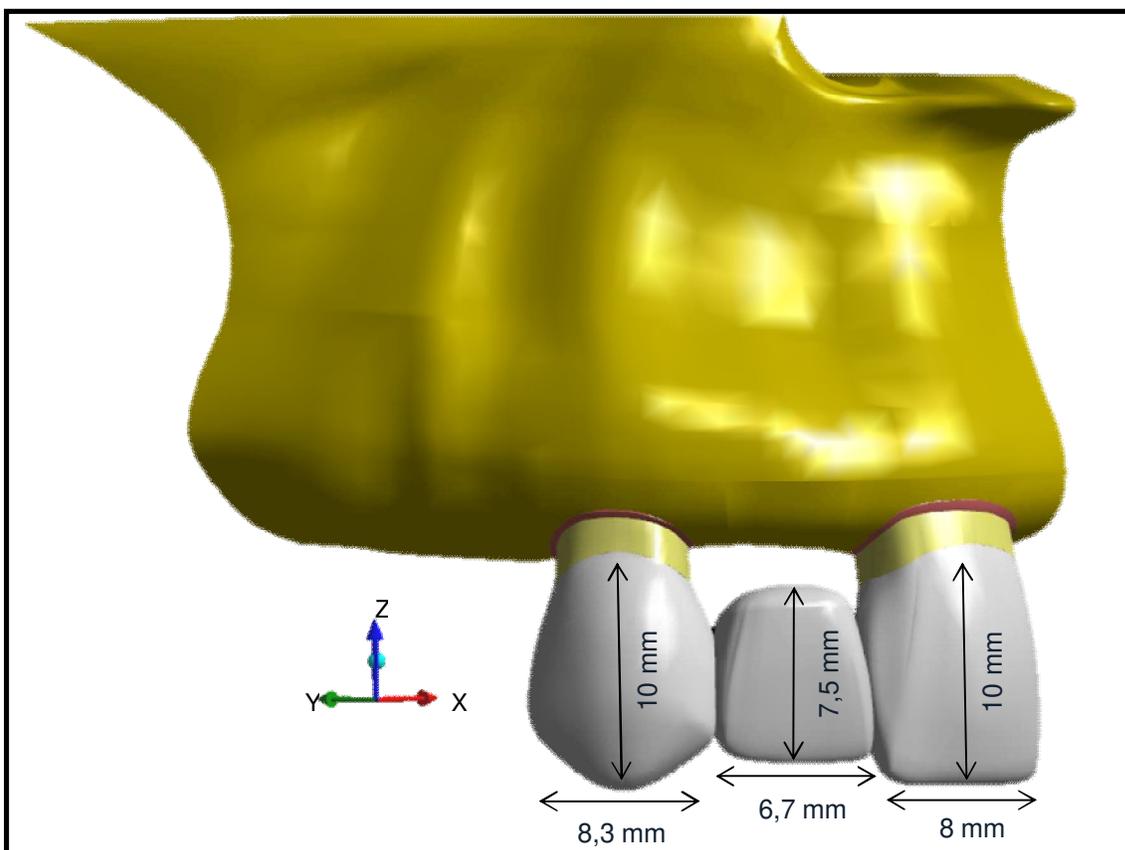


Figura 2 – Modelo tridimensional de prótese fixa anterior, tendo o incisivo lateral como pântico e o incisivo central e canino como dentes pilares. Ambos os dentes tiveram suas raízes inseridas nos seus respectivos alvéolos e o ligamento periodontal simulado.

Baseados no modelo descrito anteriormente, com as dimensões obtidas pela imagem tomográfica e modificações realizadas, foram criados inicialmente pela ferramenta de secção do *software* CAD, dois modelos numéricos tridimensionais, variando o fator “remanescente coronário”, o qual foi analisado em dois níveis, sendo um modelo com

remanescente coronário de 2,0 mm (Re) e outro com ausência de remanescente coronário (SRe). Para a simulação do remanescente, foi gerado preparo em ombro arredondado no término cervical da coroa, removendo-se 8 mm em altura inciso-cervical e 1,5 mm de desgaste em toda sua extensão axial, com expulsividade seqüencial da parede externa de 6°. Dessa forma, obteve-se o modelo com remanescente coronário de 2 mm (Figura 3 A). Nos modelos com ausência de remanescente coronário, essa extensão de 2,0 mm foi adicionada na porção inferior do núcleo de preenchimento (Figura 3 B). O núcleo de preenchimento, em ambos os dentes pilares, foi simulado por meio do desgaste de 2,0 mm na incisal e de 1,5 mm nas demais faces da coroa, também com expulsividade seqüencial da parede externa de 6°. Sua dimensão inciso-cervical foi de 6 mm e 8 mm para os dentes com remanescente e sem remanescente coronário, respectivamente (Figura 3 A e B).

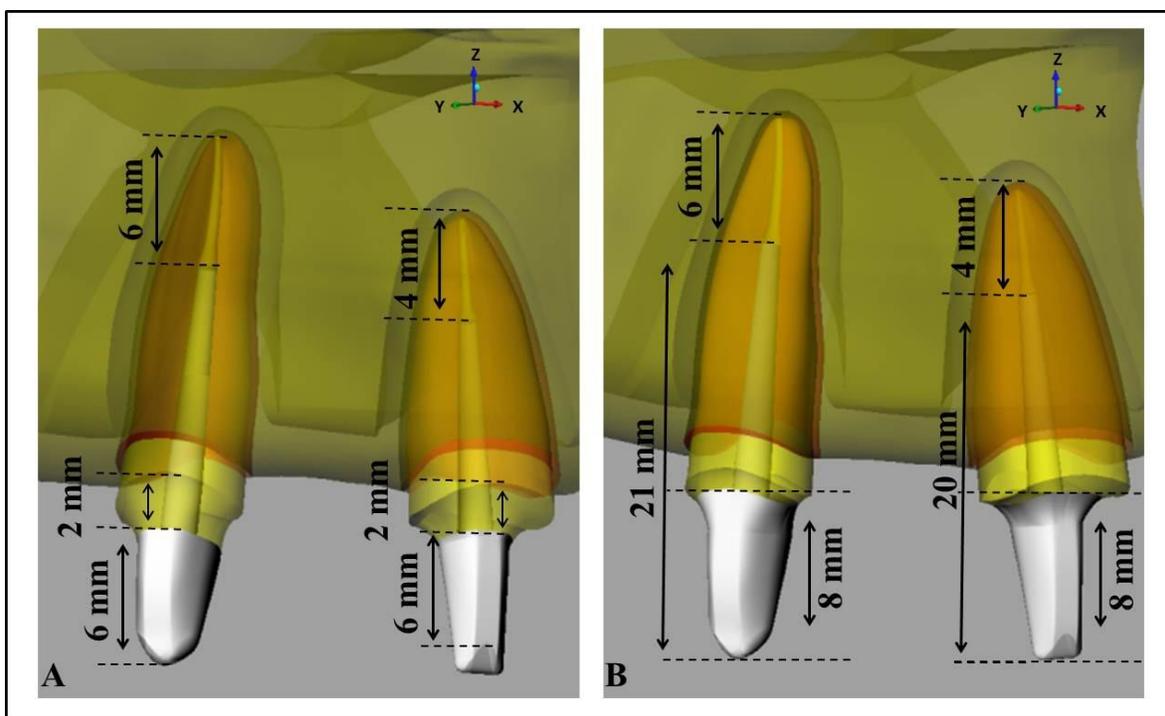


Figura 3 – Modelo tridimensional das raízes dos dentes pilares da prótese fixa de 3 elementos. Observe as dimensões do núcleo de preenchimento e inserção do pino no canal radicular. **A**- Dentes pilares com remanescente coronário de 2 mm. **B** – Dentes pilares sem remanescente coronário.

Para a simulação dos retentores intrarradiculares, utilizou-se como base a geometria do pino de fibra de vidro White Post DC número 3 (FGM Produtos Odontológicos, Joinville, SC, Brasil). As medidas do pino foram obtidas pelas informações fornecidas pelo fabricante. O formato do pino era paralelo em sua porção coronária e cônico no terço médio e apical, liso, de cimentação passiva no interior do canal radicular com o diâmetro no terço coronário do retentor de 1,6 mm, terminando no terço apical com 0,8 mm. Os dados foram inseridos no programa CAD, e o pino foi perfeitamente adaptado nas paredes do canal radicular, distando 4 mm e 6 mm do ápice do incisivo central e canino respectivamente, nos modelos com ou sem remanescente coronário (Figura 3 A e B). Este pino foi subtraído do núcleo de preenchimento simulado em resina composta, e do interior do canal radicular, e posicionado perfeitamente justaposto no interior, ao conjunto dente-núcleo de preenchimento. O comprimento total do pino no canal radicular foi de 21 mm no canino e 20 mm no incisivo central (Figura 3). A camada adesiva não foi modelada, mas foi simulada como contato colado entre pino e dentina.

O núcleo metálico fundido (NiCr) foi gerado com dimensões similares às utilizadas no pino de fibra de vidro, pela união da porção radicular do pino de fibra com a porção coronária do núcleo de preenchimento, formando uma única estrutura. Dessa forma, os retentores foram padronizados na porção coronária e também na porção radicular.

Todos os modelos simularam a reabilitação com prótese fixa de três elementos, confeccionada em cerâmica pura reforçada por dissilicato de lítio. Foi utilizada a geometria externa do esmalte dos dentes com as modificações no pântico e na região de conexão entre pântico e pilares acima descritas. Nos dentes pilares, o término era em ombro arredondado e a espessura de cerâmica no terço cervical e médio da coroa era de 1,5 mm e de 2 mm no terço incisal.

O ligamento periodontal dos dentes pilares foi modelado com espessura uniforme de 0,3 mm ao redor do dente, seguindo o contorno externo da dentina radicular e finalizando a 2,0 mm apicalmente à junção amelocementária nos modelos. Posteriormente,

o alvéolo foi feito com base na superfície externa do ligamento. O osso trabecular, guta percha e o cimento não foram criados.

Foram geradas linhas e superfícies de referência para atribuição de condições de contorno e carregamento na etapa da análise por elementos finitos.

4.2. Análise numérica computacional pelo Método de Elementos Finitos (MEF)

4.2.1. Pré-processamento

4.2.1.1. Importação da geometria

Os modelos gerados foram transferidos para o *software* de Elementos Finitos Ansys[®] (por meio do formato *.step) para a realização das etapas subsequentes.

4.2.1.2. Atribuição das propriedades dos materiais

Todos os materiais foram considerados homogêneos, lineares, elásticos e isotrópicos, com exceção do pino de fibra de vidro (Lanza *et al.*, 2005), que foi considerado transversalmente isotrópico. Isso significa dizer que o pino de fibra de vidro é constituído de um material que apresenta uma propriedade num eixo e outra propriedade num plano ortogonal a este eixo. Dessa forma, o maior módulo de elasticidade foi atribuído ao eixo X, num sistema de coordenadas criado para o próprio pino, sendo este eixo paralelo ao longo eixo do pino (os eixos Y e Z são transversais ao longo eixo do pino). As propriedades mecânicas das estruturas dentárias, estruturas de suporte e materiais restauradores, obtidas por meio de revisão da literatura, estão apresentadas nas Tabelas 1 e 2.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas das estruturas dentárias, estruturas de suporte e materiais restauradores.

ESTRUTURA / MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
Osso cortical	$13,7 \times 10^3$	0,30	Ko <i>et al.</i> , 1992
Ligamento periodontal	$0,068 \times 10^3$	0,45	Holmes <i>et al.</i> , 1996
Dentina	18×10^3	0,31	Santos <i>et al.</i> , 2010
Resina Composta	$16,6 \times 10^3$	0,24	Ko <i>et al.</i> , 1992
NiCr	205×10^3	0,33	Toparli, 2003
Cerâmica	95×10^3	0,24	Fabricante*

* Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein.

Tabela 2 - Propriedades mecânicas do retentor de fibra de vidro. O maior módulo de elasticidade foi atribuído ao eixo X, paralelo ao longo eixo do pino.

	PROPRIEDADES *	RETENTOR DE FIBRA DE VIDRO
	Ex (MPa)	37000
Módulo de elasticidade (E)	Ey (MPa)	9500
	Ez (MPa)	9500
	η_{xy}	0,34
Coeficiente de Poisson (η)	η_{yz}	0,27
	η_{xz}	0,34
	Gxy (MPa)	3544,8
Módulo de cisalhamento (G)	Gyz (MPa)	14567
	Gxz (MPa)	3544,8

* Lanza *et al.*, 2005 modificado de acordo com o sistema de coordenadas criado para o próprio pino.

4.2.1.3. Geração da malha

A malha de cada estrutura foi feita a partir das entidades geométricas geradas pela ferramenta CAD. A malha foi construída com controle manual do refinamento (áreas de maior interesse receberam maior refinamento: dentina radicular e coronária, retentor intrarradicular, núcleo de preenchimento, prótese e osso cortical na região da prótese). Isso foi feito para que a quantidade de informações fosse compatível com a capacidade computacional sem perder a precisão nas regiões de interesse. Os elementos utilizados foram sólidos tetraédricos e quadráticos, que consistem de pirâmides de base triangular, nos quais, os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós. A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na Tabela 3 e as estruturas malhadas estão representadas na Figura 4.

Tabela 3 - Número de elementos e nós dos modelos.

MODELO	Nº DE NÓS	Nº DE ELEMENTOS
1) PFV – Re	344.276	215.733
2) NMF – Re	344.276	215.733
3) PFV – SRe	433.693	283.382
4) NMF –SRe	433.693	283.382

4.2.1.4. Aplicação das condições de contorno e carregamento

As condições de contorno dizem respeito à fixação, carregamento e contato. Elas definem como as estruturas interagem entre si e com o meio. Nas interfaces do PFV com estruturas adjacentes (núcleo de preenchimento, canal radicular e coroa), foi atribuído contato colado para simular perfeita adesão entre essas estruturas. Da mesma forma ocorreu

com as demais estruturas, exceto para o núcleo metálico fundido, para o qual assumiu condição de justaposição com o canal radicular e com a coroa. A modalidade do contato utilizada neste caso foi a do contato deslizante, gerado no Ansys, que permite o deslocamento mas não a penetração. O deslocamento do modelo foi restrito na direção normal dos planos de corte da maxila (Figura 5, setas A, B e C).

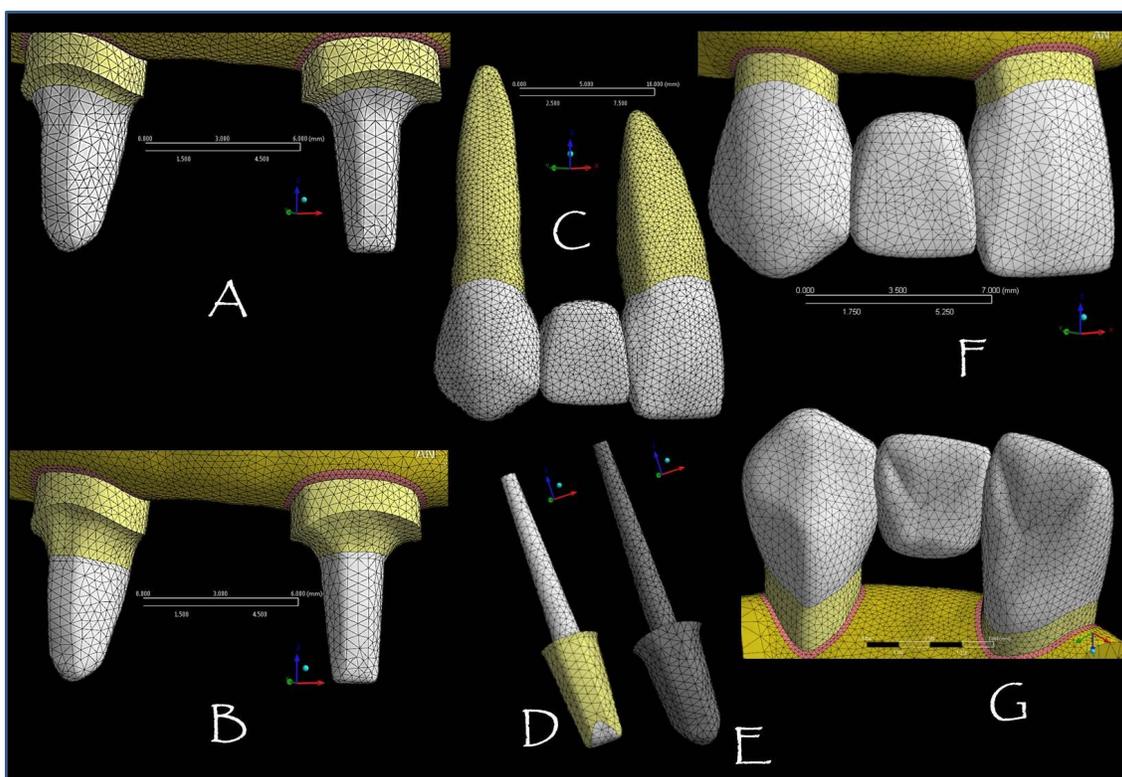


Figura 4. Malhas dos modelos tridimensionais de elementos finitos. **A-** Vista aproximada dos dentes sem remanescente coronário. **B-** Vista aproximada dos dentes com remanescente coronário. **C-** Dentes pilares da prótese fixa: canino e incisivo central superior. **D-** Modelo ilustrativo do pino de fibra de vidro e núcleo de preenchimento para o dente incisivo. **E-** Modelo ilustrativo do núcleo metálico fundido para o dente canino. **F-** Vista vestibular do modelo de elementos finitos. **G-** Vista palatina do modelo de elementos finitos.

Para simular o tipo de carregamento virtualmente aplicado, foram considerados dois níveis de aplicação da carga: 1- simulação de contato protrusivo (PRT) e 2- simulação

de contato em lateralidade canina (LAT), entretanto ambos em condição estática. Essa aplicação não pretendia simular a dinâmica mastigatória, mas sim, padronizar uma condição de carregamento na prótese fixa anterior que permitisse uma comparação válida para a sua resposta mecânica frente aos fatores em estudo (Tabela 4) .

Tabela 4 - Descrição dos fatores em estudo e grupos experimentais.

FATOR EM ESTUDO	GRUPO	DESCRIÇÃO
Tipo de retentor intrarradicular	PFV	Pino de fibra
	NMF	Núcleo Metálico Fundido
Remanescente coronário	Re	Remanescente coronário de 2 mm
	SRe	Ausência de remanescente coronário
Tipo de carregamento virtual	PRT	Simulação de contato protrusivo
	LAT	Simulação de contato em lateralidade canina

Para simular o contato em protusão, uma carga de 200 N foi aplicada nas cristas marginais palatinas do incisivo central e lateral superior, numa área de 1 mm², com 50 N em cada crista. A carga foi aplicada distando 3 mm da superfície incisal, inclinada 45° (Langlade, 2002), em relação ao longo eixo do dente (Figura 5, seta D). O contato em lateralidade canina foi simulado pela aplicação de 200 N, em área de 1 mm², distando 3 mm da superfície incisal, inclinada 15° (Langlade, 2002), em relação ao longo eixo do dente (Figura 5, seta E).

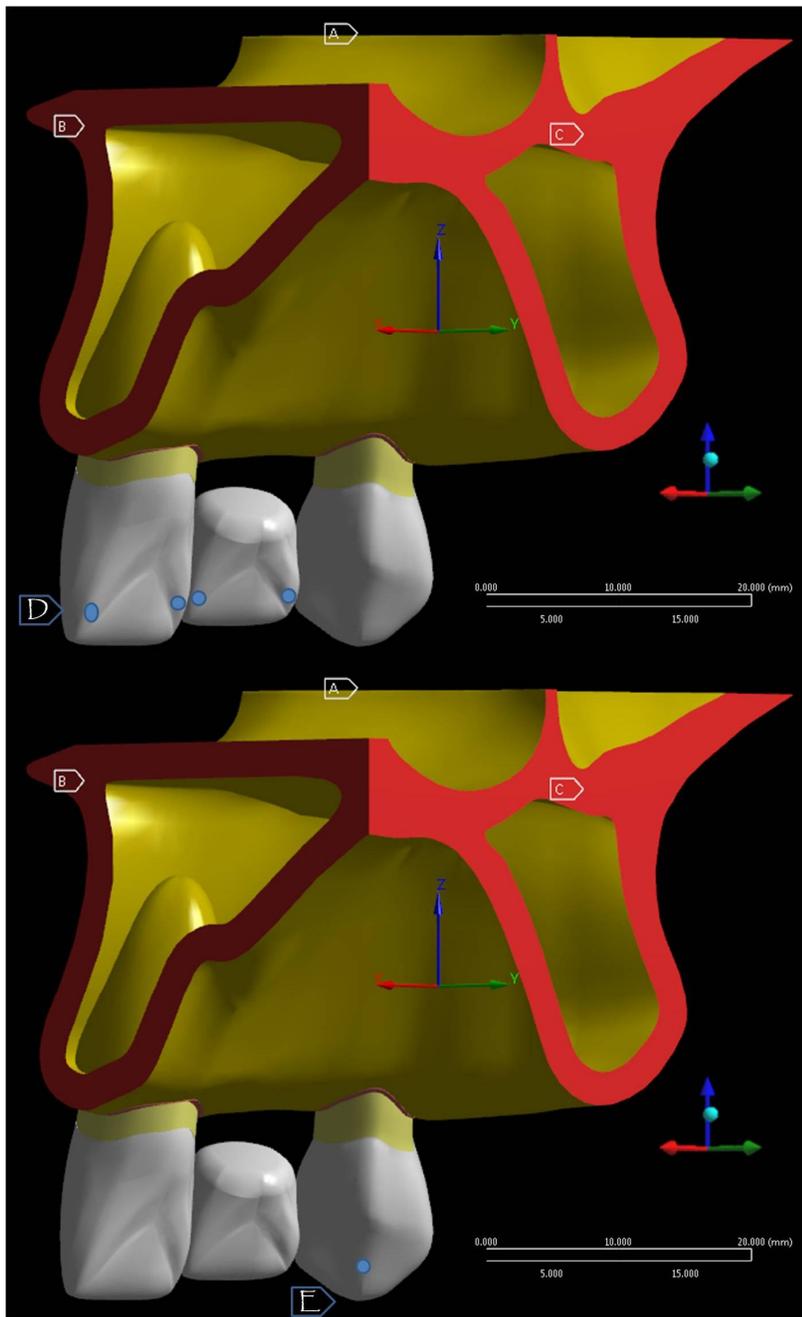


Figura 5- Condições de contorno e aplicação de carga. **A** – Região superior da maxila. **B** – Região medial da maxila. **C** – Região posterior da maxila. **D** – Simulação do contato estático em protrusão, aplicação de 50 N em cada crista marginal palatina do incisivo central e lateral. **E**- Simulação do contato em lateralidade canina, aplicação de 200 N na face palatina do canino.

4.2.2. *Processamento*

Finalizada a etapa de pré-processamento, foi realizada no programa Ansys a análise estrutural estática para obtenção dos resultados.

4.2.3. Pós-processamento

A coerência da simulação foi observada pelo deslocamento e pelas tensões de von Mises. Na análise qualitativa e quantitativa do deslocamento comparou-se a região de deslocamento máximo sofrido pela prótese fixa anterior de 3 elementos. A tensão máxima principal foi observada e comparada qualitativamente, em função dos fatores em estudos na região de conexão entre pântico e dentes pilares, na raiz do incisivo central e do canino e nas interfaces pino-dentina radicular e núcleo de preenchimento-dentina.

5 RESULTADOS

A análise do deslocamento e do campo de tensão de von Mises certificou a coerência dos resultados, na qual observou-se que os modelos exibiam comportamento mecânico adequado às condições simuladas (Figura 6). A análise do deslocamento foi realizada de forma qualitativa e quantitativa comparando-se a região de deslocamento máximo sofrido pela prótese fixa anterior de 3 elementos. Logo, a análise da distribuição de tensões foi realizada de forma qualitativa por meio de comparação das imagens. Na análise dos resultados, as imagens foram agrupadas para comparar os fatores em estudo: tipo de retentor intrarradicar (pino de fibra de vidro e núcleo metálico fundido); remanescente coronário (ausência de remanescente coronário ou remanescente coronário de 2 mm) e tipo de carregamento virtualmente aplicado (simulação de contato protrusivo e contato em lateralidade canina, ambos estáticos).

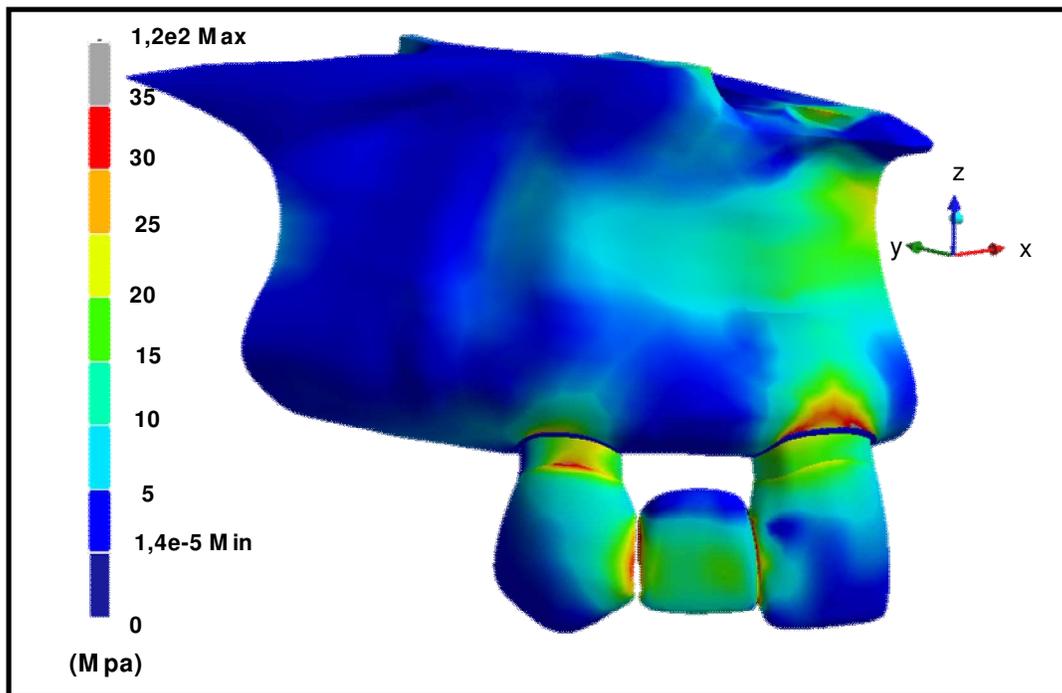


Figura 6 – Análise de coerência pelas tensões de von Mises observadas durante a simulação da protrusão. Modelo SRe-NMF-PRT.

Considerando-se o deslocamento total do conjunto: prótese fixa e estruturas de suporte, observou-se que há maior deslocamento na região vestibulo-incisal do incisivo central, quando o contato em protrusão foi simulado e na região vestibulo-incisal do canino para a simulação do contato em lateralidade canina (Figura 7).

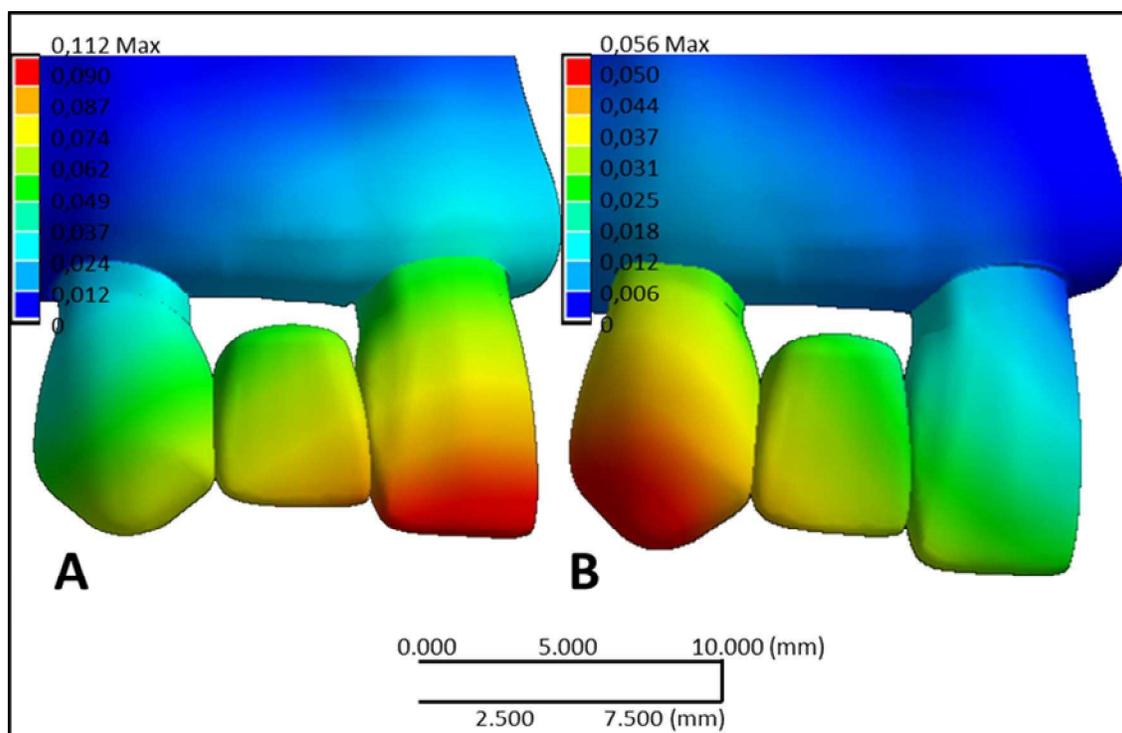


Figura 7 – Deslocamento máximo (mm) da prótese fixa. **A** – Carregamento simulando contato estático protrusivo (Modelo SRe-NMF-PRT). **B**- Carregamento simulando contato estático em lateralidade canina (Modelo SRe-NMF-LAT).

Entretanto, o deslocamento do incisivo central foi aproximadamente duas vezes maior que o do canino (Tabela 5) e o tipo de retentor ou o remanescente coronário parecem influenciar menos no deslocamento máximo da prótese do que o tipo de carregamento.

Tabela 5 - Deslocamento máximo da prótese fixa anterior de 3 elementos, em função do tipo de retentor, remanescente coronário e carregamento virtualmente simulado.

GRUPO EXPERIMENTAL	DESLOCAMENTO MÁXIMO (mm)
SRe-NMF-PRT	0,1286
Re-NMF-PRT	0,1279
SRe-NMF-LAT	0,0571
Re-NMF-LAT	0,0567
SRe-PFV-PRT	0,1124
Re-PFV-PRT	0,1123
SRe-PFV-LAT	0,0498
Re-PFV-LAT	0,0496

SRe: ausência de remanescente coronário; Re: presença de remanescente coronário; PRT: simulação do contato protrusivo; LAT: simulação do contato em lateralidade canina; NMF: núcleo metálico fundido; PFV: pino de fibra de vidro.

Na análise integral do conjunto dente/prótese fixa, o campo da tensão máxima principal demonstrou que, independentemente do tipo de retentor intrarradicular e presença de remanescente coronário há concentração de tensões de tração na região de conexão. Essas tensões estão concentradas em localização diferente quando o tipo de carregamento foi avaliado. O carregamento protrusivo induziu a tensões de tração que variaram de 150 a 180 MPa, localizadas em toda a extensão da conexão entre canino e incisivo lateral e incisivo lateral e central (Figura 8).

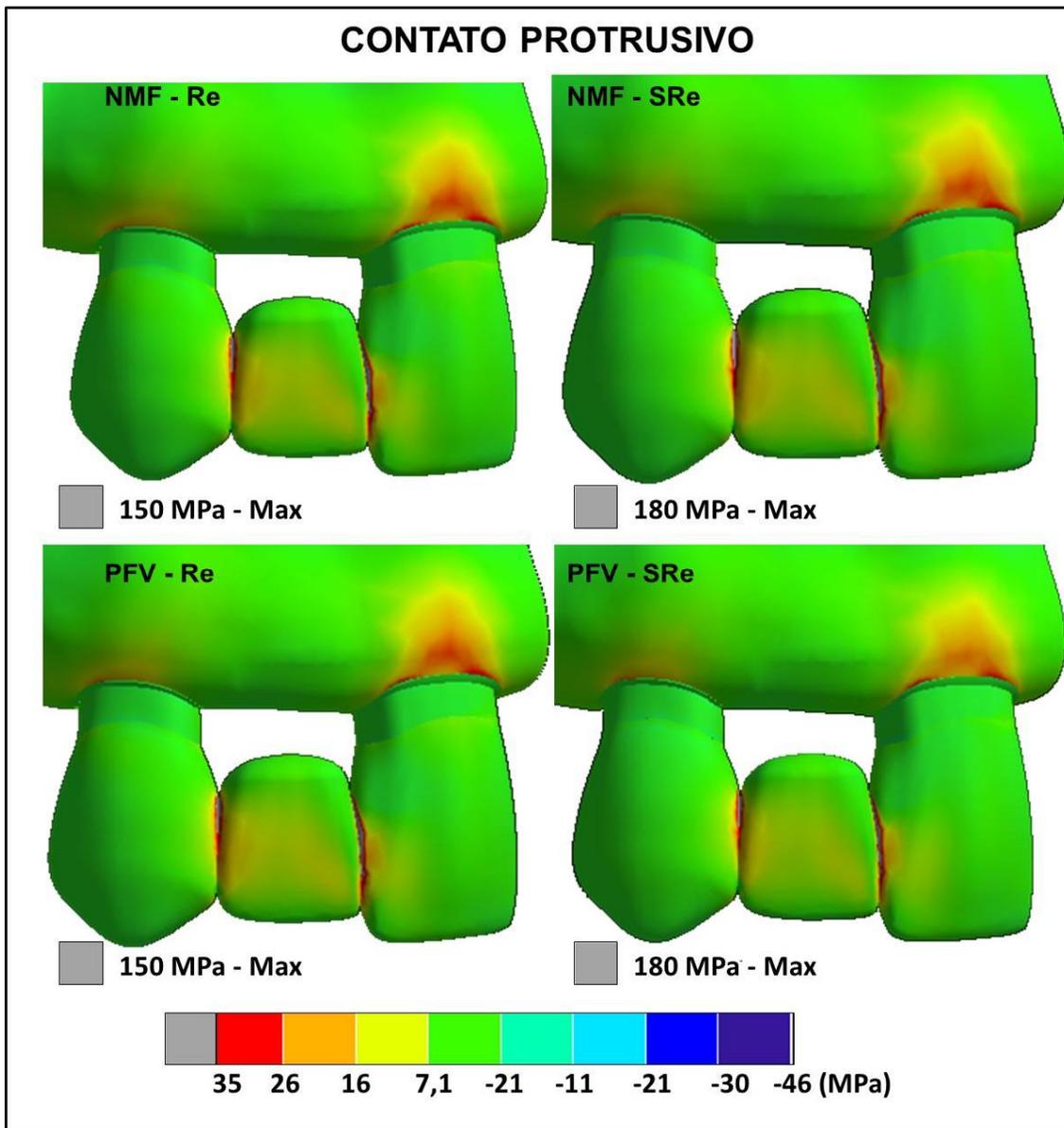


Figura 8 – Tensão máxima principal (MPa) da prótese no contato protrusivo. NMF- Núcleo metálico fundido. PVF – Pino de fibra de vidro. SRe - Ausência de remanescente coronário. Re - Presença de remanescente coronário (2 mm).

Observou-se que, na protrusão, a presença de remanescente coronário reduziu a tensão máxima principal de tração na região do conector em, aproximadamente, 17% (de 180 MPa (SRe) para 150 MPa (Re)), em ambos os tipos de retentores, sem haver diferenças entre eles (Figura 8).

É válido ressaltar que, removendo-se a prótese fixa, são observadas tensões de tração no remanescente coronário, na região cervical, do lado palatino do canino, quando o contato protrusivo é simulado, fato que não ocorre para o contato em lateralidade (Figura 9).

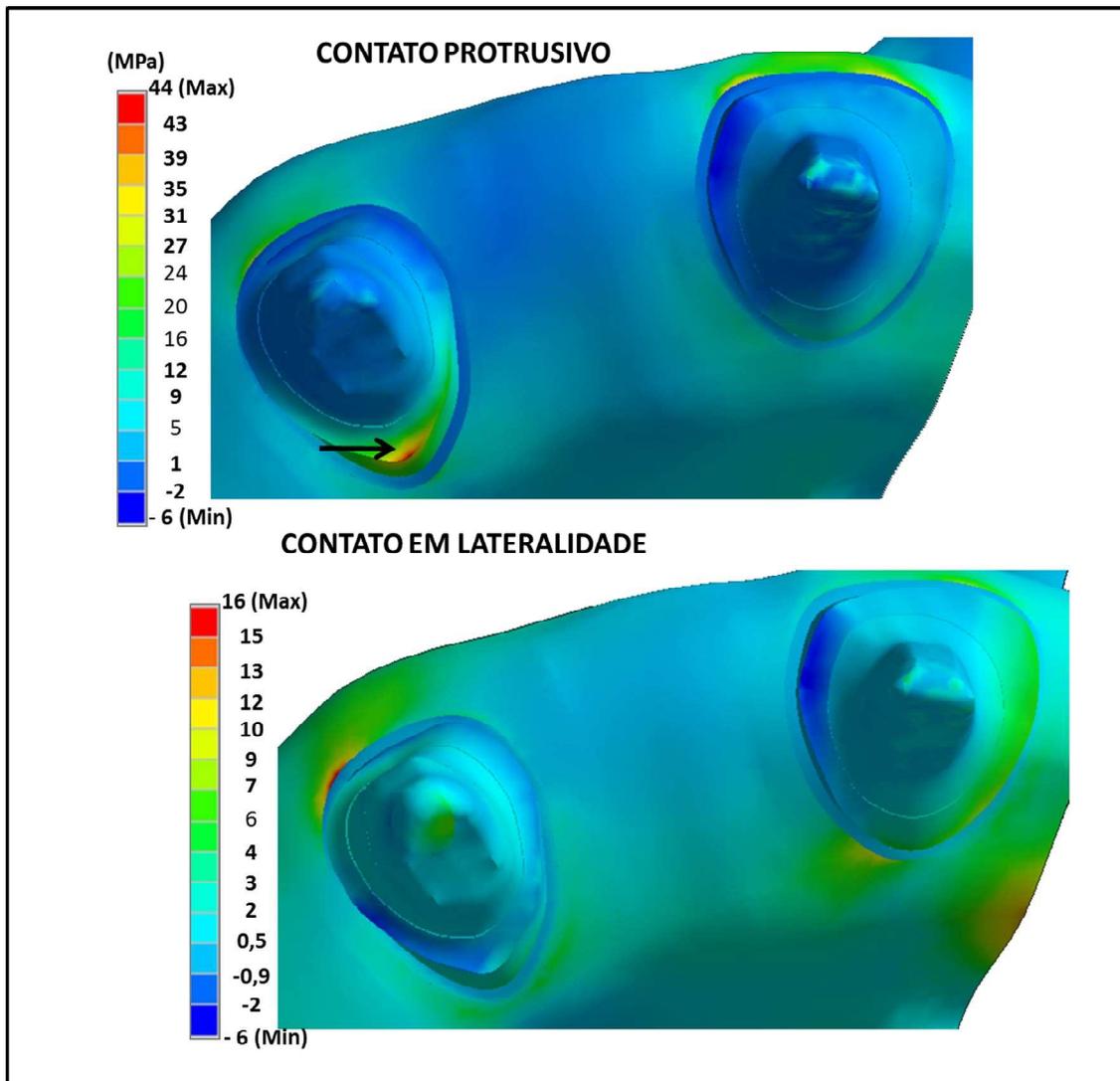


Figura 9 – Distribuição de tensões (MPa) no remanescente coronário após simulação da protrusão e lateralidade canina. A seta indica o local de concentração da tensão máxima principal de tração na simulação do contato protrusivo.

O contato em lateralidade gerou tensão de tração mais pontual na região cervical da conexão entre o incisivo lateral e o canino, variando de 260 à 270 MPa. Essa variação na tensão máxima de tração na região da conexão, conforme a mudança de remanescente coronário ocorreu apenas para o NMF (Figura 10).

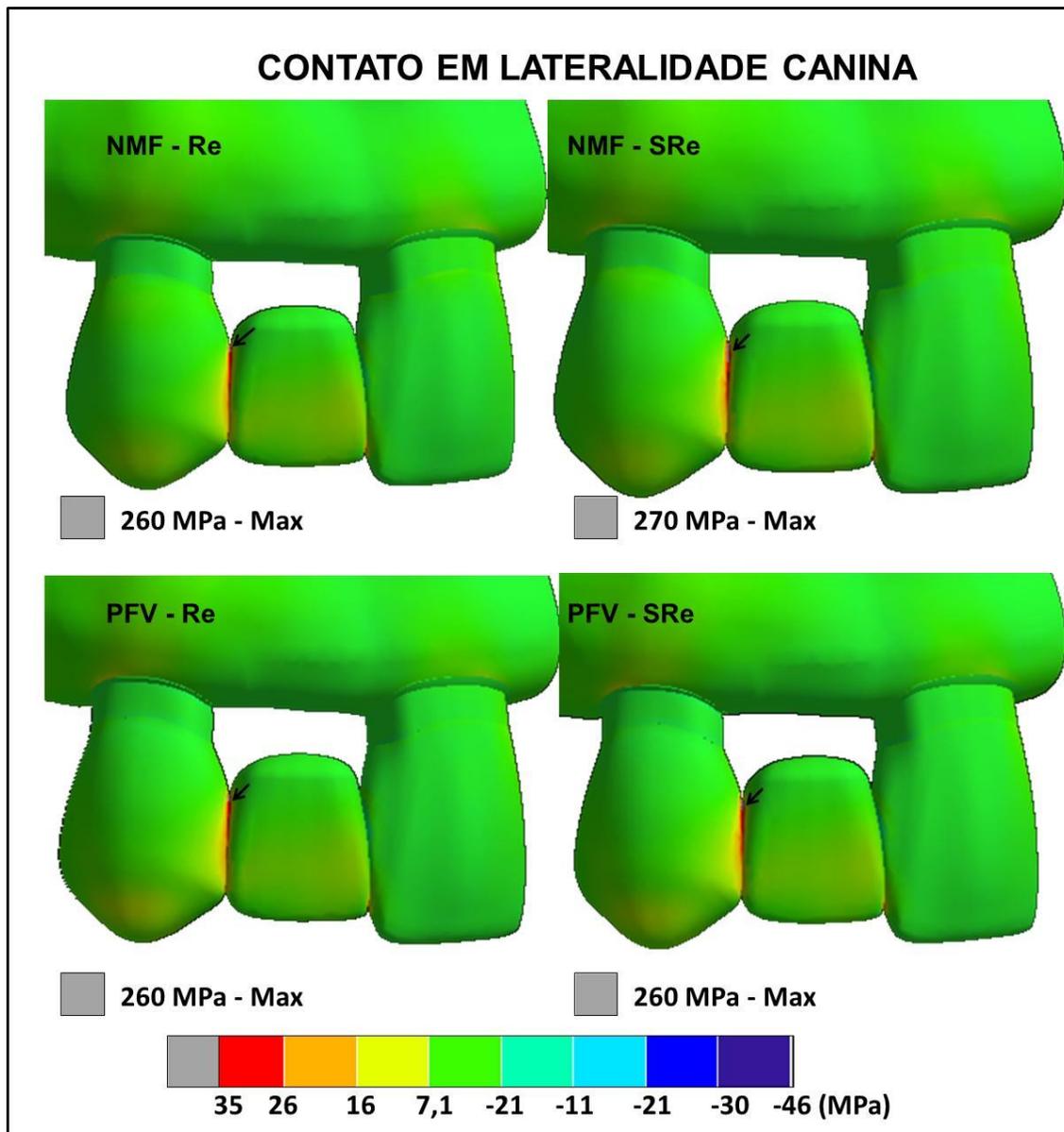


Figura 10 – Tensão máxima principal (MPa) da prótese fixa, simulando o contato estático em lateralidade canina. As setas indicam o local da tensão máxima principal de tração.

Analisando-se a raiz dos dentes pilares (incisivo e canino), percebe-se que o contato protrusivo gera concentração de tensões de tração na face palatina, sendo mais evidente na região cérvico-palatina do canino. Já na lateralidade, há dissipação das tensões no longo eixo do dente e estruturas de suporte, havendo concentração maior no ponto de aplicação da força (Figura 11).

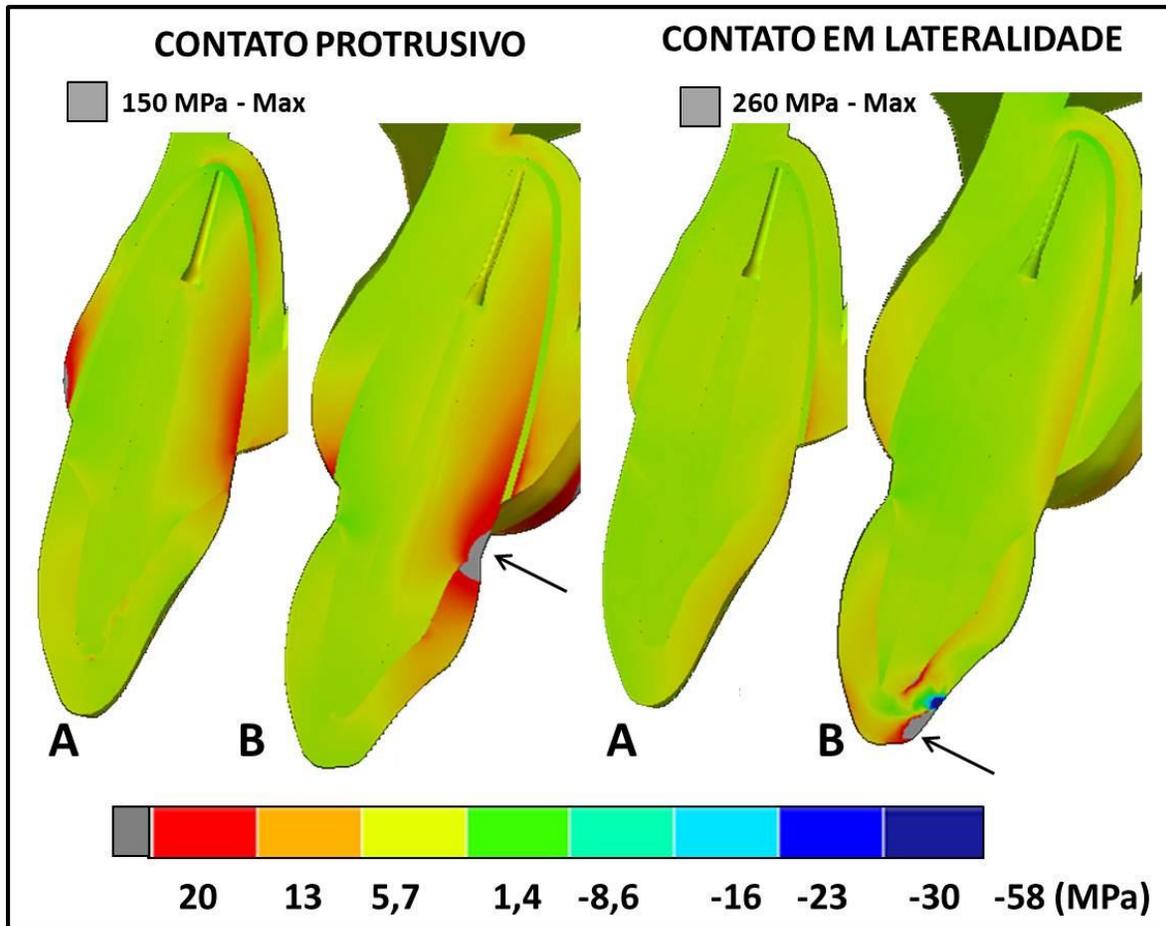


Figura 11- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) na raiz dos dentes pilares da prótese fixa nos diferentes contatos virtualmente simulados. Modelo considerando a presença de remanescente coronário de 2 mm e retentor intrarradicular de pino de fibra de vidro. **A-** Incisivo central. **B-** Canino. As setas indicam o local da tensão máxima principal de tração.

O fator ausência de remanescente coronário para a prótese fixa anterior parece ser fator determinante na distribuição das tensões na dentina do dente canino, quando o contato protrusivo foi simulado (Figura 12), para ambos os tipos de retentores intrarradiculares. Em especial o núcleo metálico fundido inserido em dentes sem remanescente parece ser fator modificador na distribuição das tensões na porção cervical da face palatina do canino (Figura 12, setas). Apesar da tensão máxima principal nessa região, considerando com remanescente e sem remanescente coronário ser de 150 e 180 MPa, respectivamente, para ambos os pinos, parece que para o NMF sem remanescente houve uma maior magnitude das tensões nessa região (Figura 12, setas).

Ademais, observando-se o contato protrusivo, a distribuição das tensões na interface pino-dentina e núcleo-dentina é influenciada pelo tipo de retentor intrarradicular (Figura 12). Para o PFV, as tensões são distribuídas de forma homogênea, diferentemente do que ocorre com o NMF, o qual tende a concentrar tensões de tração na interface entre retentor intrarradicular e dentina, na face palatina, cervical, mediana e apical do retentor (Figura 12). No dente canino, na região vestibular da interface NMF-dentina, as tensões de compressão são mais evidentes nos terços cervical e médio, tendendo-se para tensões de tração à medida que se aproxima da porção apical do pino (Figura 12). Ainda, para o NMF, a interface núcleo de preenchimento e dentina também apresentou tensões de tração no incisivo central (Figura 12).

No contato em lateralidade, a distribuição das tensões na interface pino-dentina e núcleo-dentina é também influenciada pelo tipo de retentor intrarradicular, da mesma forma como acontece na protrusão (Figura 13).

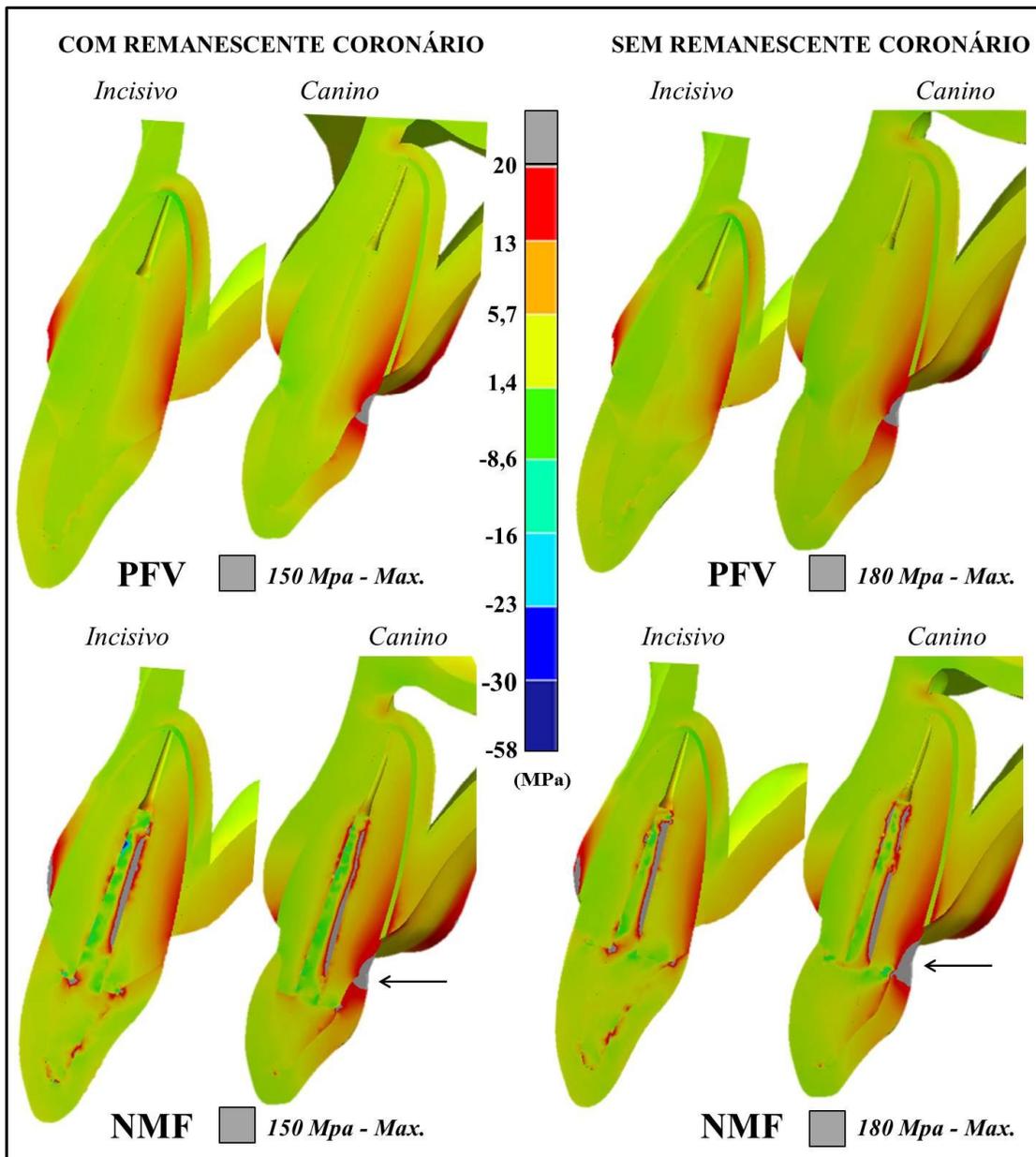


Figura 12- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) na raiz dos dentes pilares e interface pino-dentina, em função do remanescente coronário e tipo de retentor intrarradicular. Simulação carregamento contato estático protrusivo. As setas indicam o local onde observou-se aumento na magnitude da tensão máxima principal de tração.

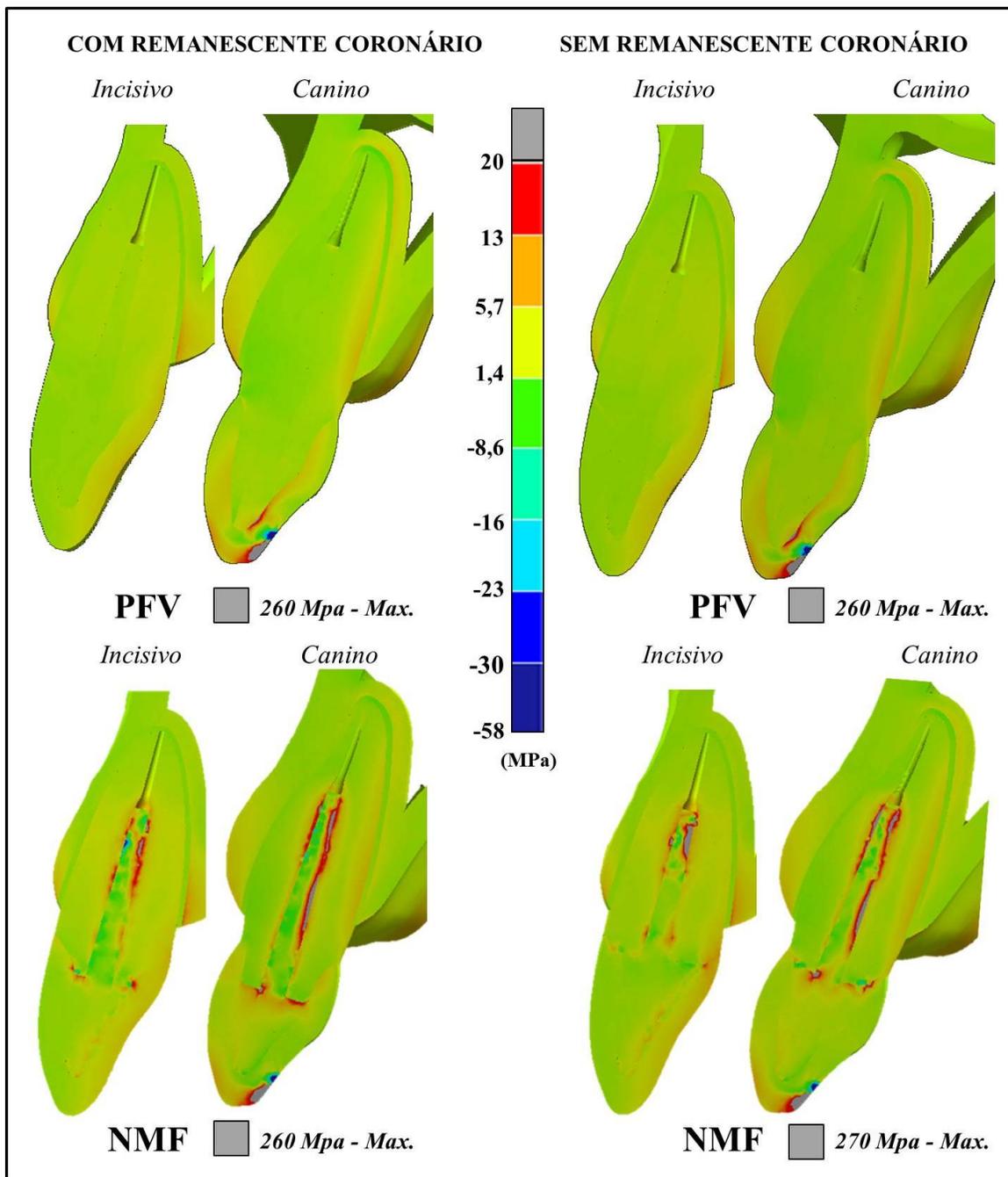


Figura 13- Distribuição da tensão máxima principal (MPa) na raiz dos dentes pilares: incisivo e canino, e interface pino-dentina, em função do remanescente coronário e tipo de retentor intrarradicular. Simulação do contato estático em lateralidade canina. As setas indicam o local da tensão máxima principal de tração.

6 DISCUSSÃO

As hipóteses testadas neste estudo foram parcialmente aceitas, pois o tipo de contato estático virtualmente simulado e a presença do remanescente coronário influenciam a distribuição das tensões na região de conexão entre pântico e dentes pilares, na raiz do dente pilar e na interface pino-dentina radicular. Porém, o tipo de retentor intrarradicular não alterou de forma evidente o comportamento biomecânico de prótese fixa anterior de 3 elementos na região de conexão, mas sim na distribuição de tensões na região cervical da face palatina do canino e na interface pino-dentina radicular de ambos os dentes pilares.

Como pôde ser observado, houve diferença no deslocamento e na distribuição das tensões em função do tipo de contato estático virtualmente simulado. Quando a porção coronária da prótese é considerada, a região da conexão dos pilares com o pântico é área crítica, com altos níveis de tensão de tração para ambos os contatos simulados, porém sendo distinta a localização da tensão máxima principal de tração. Do ponto de vista mecânico, a região de conexão é área constricta, com menor sessão transversal e com menor quantidade de material, o que justifica a concentração de tensões de tração nessa região (Oh *et al.*, 2002; Motta *et al.*, 2007; Shinya *et al.*, 2008; Mokhtarikhoe *et al.*, 2008). Além disso, essas tensões podem estar diretamente relacionadas à proximidade com o ponto de aplicação da carga e com a própria anatomia da região anterior, que apresentou também maior deslocamento durante a simulação do contato protrusivo como mostrado neste estudo.

Para o contato protrusivo, 200N de força foram distribuídos nas cristas marginais dos incisivos central e lateral, simulando-se os contatos estáticos deste movimento excursivo da mandíbula (Motta *et al.*, 2007). Fisiologicamente, a protrusão gera microflexão dos incisivos para vestibular, concentrando-se tensão máxima de compressão na região cervical da face vestibular dos incisivos e tensão máxima de tração na superfície palatina (Assif & Gorfil, 1994). Logo, numa situação de esplintagem, como ocorre nas próteses fixas, a geometria também pode influenciar na distribuição dessas tensões (Mokhtarikhoe *et al.*, 2008), que podem ocorrer de forma complexa, pois durante a

mastigação diferentes tipos de tensões podem ser observadas: tração, compressão, cisalhamento ou a mistura destas (Oh *et al.*, 2002, Soares *et al.*, 2012b). O contato em protrusão induz à flexão do conjunto dentes/restauração como um todo, refletindo em tensões de tração similares nas áreas mais constrictas, ou seja, em toda a extensão das duas conexões; entre incisivo central e lateral e entre incisivo lateral e canino e também na interface dentina/coroa da face palatina do canino, indicando área de possível início de descolamento da prótese (Figura 9).

Na lateralidade, houve menor deslocamento se comparado com a simulação da protrusão, independentemente do tipo de retentor intrarradicular utilizado. Comparados ao canino, morfológicamente, os incisivos possuem dimensões menores, sendo que a espessura óssea na região também é mais delgada e plana (Tsukiyama *et al.*, 2012). O volume do canino, associado à direção da força aplicada, à geometria e espessura óssea podem ter contribuído para modificar o campo de tensões, reduzir o deslocamento do conjunto e induzir a concentração de tensões especialmente na conexão entre o canino e o incisivo lateral, diferentemente do que ocorreu no contato protrusivo. A força aplicada na palatina do canino, apesar de ter sido isolada e compreender o total distribuído nos incisivos, gerou tensões que foram melhor dissipadas para o dente e às estruturas de suporte. Esse contato em canino gera a movimentação lateral do conjunto e, por isso, pôde ser verificada tensão de tração na conexão entre o canino e o incisivo e tensão de compressão na conexão entre o incisivo central e lateral (Figura 10).

Apesar da evolução dos materiais odontológicos, as cerâmicas ainda são frágeis e propensas à fratura (Peterson *et al.*, 1998; Anusavice *et al.*, 2007), e, em particular, a concentração de tensões de tração na conexão de próteses anteriores (Shynia *et al.*, 2008) e posteriores (Motta *et al.*, 2007, Dittmer *et al.*, 2011) pode aumentar o risco de lascamento ou à falha irreparável da restauração (Dittmer *et al.*, 2011). Assim, tensões de tração são, em geral, consideradas como variável importante para estimar a sobrevivência de restaurações cerâmicas (Oh *et al.*, 2002). Ademais, a conexão deve conseguir, ao mesmo tempo, prover resistência à tração e compressão, estética e ser biologicamente favorável. Essa concentração de tensões evidenciada na região de conexão nos remete clinicamente à

necessidade do respeito à altura mínima de 3 a 4 mm da papila interproximal até a crista marginal e arredondamento no raio de curvatura do conector, diretriz para a maioria dos sistemas cerâmicos, no que se refere à resistência à fratura (Oh *et al.*, 2002; Ozcan & Niedermeier, 2002; Marquardt & Strub, 2006; Plengsombut *et al.*, 2009).

Porém, é válido ressaltar que o nível de tensão máxima de tração observado na região de conexão, independente do carregamento estático virtualmente simulado (protrusão: 150-180 MPa e lateralidade canina: 260-270 MPa) é menor que a resistência à flexão da cerâmica reforçada por dissilicato de lítio, considerada neste estudo (400MPa). Falhas clínicas de restaurações cerâmicas não podem ser vinculadas apenas à geometria e às características intrínsecas do material. Outros fatores também devem ser considerados como potenciais indutores de falhas como a tensão térmica residual produzida durante a cocção da cerâmica, irregularidades na superfície, distribuição e parâmetros clínicos locais (localização anterior versus posterior), espessura, fatores associados à fixação, fadiga, contato prematuro ou interferências oclusais na restauração (Anusavice *et al.*, 2007). Dessa forma, para a prótese fixa anterior, parece que contatos na protrusão são mais nocivos que na lateralidade, pois geram maior tensão, o que reforça a necessidade de adequada distribuição dos mesmos, em oclusão equilibrada e mutuamente protegida (Fernandes-Neto *et al.*, 2003).

Considerando-se os retentores diretos da prótese fixa, do ponto de vista mecânico-estrutural, o dente tratado endodonticamente restaurado com pino, núcleo de preenchimento e coroa, pode ser tratado como estrutura de multi constituintes de geometria complexa. A distribuição de tensões neste sistema pode ser dependente da geometria (Ausiello *et al.*, 2011), rigidez do material do pino e tipo de cimento (Lanza *et al.*, 2005; Coelho *et al.*, 2009; Eraslan *et al.*, 2009; Kaur *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010); da rigidez das estruturas de suporte (Dittmer *et al.*, 2010), do material do núcleo de preenchimento (da Silva *et al.*, 2010), da coroa (da Silva *et al.*, 2010) e da direção e magnitude das forças oclusais (Joshi *et al.*, 2001; Dittmer *et al.*, 2011). Desde a introdução dos pinos de fibra de vidro, seu uso parece ser preferencialmente para reabilitações unitárias, não sendo extrapolado para próteses fixas múltiplas. Estes limitantes de indicação são muitas vezes

definidos por aspectos empíricos com pouca comprovação ou validação científica. No entanto, diversas pesquisas têm mostrado comportamento biomecânico favorável desses pinos se comparado aos tradicionais pinos metálicos em restaurações unitárias (Coelho *et al.*, 2009; Eraslan *et al.*, 2009; Kaur *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011). Uma vez aderido à raiz, os pinos de fibra de vidro parecem induzir clinicamente ao menor risco de fratura radicular (Soares *et al.*, 2012a), porque o risco de fraturas de núcleo de preenchimento e pino é maior (Santos *et al.*, 2010), tornando, as possíveis falhas, reparáveis, diferentemente do que ocorre com os pinos metálicos (Santos-Filho *et al.*, 2009; da Silva *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011).

O sucesso clínico de pinos de fibra de vidro (Ferrari *et al.*, 2000; Soares *et al.*, 2012a) tem sido atribuído principalmente ao seu módulo de elasticidade, que é próximo ao módulo da dentina (Li *et al.*, 2006). As interfaces de materiais com diferentes módulos de elasticidade representam o ponto de fragilidade do sistema restaurador, pois influencia na distribuição de tensões, sendo regiões de concentração de tensão (Santos *et al.*, 2010). O alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos torna-os mais rígidos e menos propícios a flexão, ocasionando maior transferência de seus deslocamentos ao longo de seu comprimento. Este mecanismo ocasiona concentrações de tensões na interface, tendendo para a região apical do pino (Santos *et al.*, 2010), conforme visto nas figuras 12 e 13. Adicionado a este fato, o núcleo metálico fundido não se adere ao canal radicular como ocorre com os pinos de fibra de vidro (Goracci *et al.*, 2007), tornando a região de interface área crítica para a concentração de tensões (Santos *et al.*, 2010). O canal radicular apresenta dentina em forma radial e, uma vez que as tensões de tração incidem paralelamente a orientação dos túbulos, elas tendem a gerar efeito de cunha, potencializando a ocorrência de fraturas não reparáveis, como já observado em diferentes pesquisas com dentes unitários (Santos-Filho *et al.*, 2008; da Silva *et al.*, 2010; Silva *et al.*, 2011).

A presença de remanescente coronário, que já foi fonte de diversas pesquisas em dentes unitários (Santos-Filho *et al.*, 2008; Eraslan *et al.*, 2009; da Silva *et al.*, 2010, Silva *et al.*, 2011), parece atuar impedindo tensões de flexão que possam levar à falha da restauração (Eraslan *et al.*, 2009), aumentando a resistência à fratura do complexo (Santos-

Filho *et al.*, 2008; da Silva *et al.*, 2010, Silva *et al.*, 2011). De forma similar, a presença do remanescente coronário resultou em redução de 17% das tensões de tração na região de conexão da prótese fixa e na dentina dos dentes pilares (de 180 para 150 MPa). Os resultados dessa pesquisa apontam que a associação de núcleo metálico fundido e ausência de remanescente coronário, apesar de não modificar a tensão máxima se comparado com o pino de fibra de vidro na mesma situação de remanescente, amplia o campo de tensões na dentina, em especial na região cervical da face palatina do canino (Figura 12).

O método de elementos finitos (MEF) tem sido utilizado em várias pesquisas odontológicas (Lanza *et al.*, 2005; Coelho *et al.*, 2009; Eraslan *et al.*, 2009; Kaur *et al.*, 2010; Santos *et al.*, 2010) e tem se mostrado ferramenta útil na investigação de sistemas complexos, difíceis de padronizar *in vitro* e *in vivo* (Soares *et al.*, 2012b). Foi escolhido neste estudo porque não resulta em variabilidade dos resultados e é limitado pelo número de nós e elementos utilizados no modelo e pelas constantes elásticas atribuídos aos elementos, tornando preciso o cálculo das tensões no interior do sistema. Entretanto, limitações inerentes a esta pesquisa devem ser consideradas. As estruturas no modelo foram assumidas como homogêneas e isotrópicas, exceto para o pino de fibra de vidro, e a elasticidade linear foi considerada, propriedades que, especialmente para os tecidos vivos, não os representa de forma fiel.

Outra limitação é a simplificação do modelo, com ausência da simulação da camada de cimento, considerando-se o contato colado ou deslizante, dependendo do tipo de retentor simulado. Essa simplificação foi realizada para reduzir o custo computacional, melhorando a capacidade de processamento das soluções. Além disso, a solução estrutural utilizada contemplou a linearidade como parâmetro de análise, o que impede que ocorra falha nesta camada adesiva. A simulação de um contato colado nessa região evitou que ocorressem problemas de multiescala, em função das dimensões tênues da camada de cimento se comparadas com prótese como um todo. Ademais é importante ressaltar que clinicamente, a falha por fratura em prótese ocorre após vários anos (Taskonak *et al.*, 2006; Marquart & Strub, 2006; De Backer *et al.*, 2007; Anusavice *et al.*, 2007; Worfart *et al.*, 2009; Anusavice *et al.*, 2012), e geralmente, tais falhas não estão relacionados a episódios

de sobrecarga aguda, mas como resultado de falha por fadiga combinadas ou não com fatores biológicos (Taskonak *et al.*, 2006; Marquart & Strub, 2006; De Backer *et al.*, 2007; Anusavice *et al.*, 2007; Worfart *et al.*, 2009; Anusavice *et al.*, 2012). Abordando-se a fadiga, o crescimento de trinca subcrítica deve ser considerado nas regiões submetidas à máxima tensão de tração. Porém, em alguns casos, dependendo do tipo de trinca, localização, material da prótese e características e hábitos dos pacientes, o crescimento é tão lento que outros fatores vão levar ao fracasso do processo reabilitador, ao invés da carga (Taskonak *et al.*, 2006; Marquart & Strub, 2006; De Backer *et al.*, 2007; Anusavice *et al.*, 2007; Worfart *et al.*, 2009; Anusavice *et al.*, 2012). Dessa forma, é reconhecido que a validação experimental do modelo gerado deve ser sempre perseguida, o que não deve ser confundido com a validação do método, que é extremamente suportado pela sua aplicação.

Os resultados desta pesquisa apontam que o pino de fibra de vidro parece apresentar comportamento biomecânico favorável para prótese fixa anterior de três elementos, entretanto, como acontece com muitos estudos *in vitro*, é difícil extrapolar os resultados deste estudo diretamente à situação clínica. Dessa forma, novos estudos que melhor simulem o ambiente bucal, incluindo carga de fadiga são recomendados.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia utilizada, as seguintes conclusões foram obtidas:

- 1- Tensões de tração são concentradas entre pântico e pilar e na palatina dos dentes pilares da prótese fixa anterior de 3 elementos.
- 2- O pino de fibra de vidro demonstrou-se alternativa adequada como retentor intrarradicular em prótese fixa anterior de 3 elementos pois concentra menor tensão máxima principal de tração na interface com a dentina radicular do que o núcleo metálico fundido.
- 3- O tipo de carregamento, contato estático simulando protrusão ou lateralidade canina, modifica o campo de tensões na prótese fixa anterior de 3 elementos, sendo que o contato que ocorre na protrusão gera maior deslocamento e concentração de tensão máxima principal de tração nos dentes pilares da prótese fixa anterior de 3 elementos do que o contato em lateralidade.
- 4- A presença de remanescente coronário contribui para melhorar a distribuição das tensões em prótese fixa anterior de 3 elementos.

REFERÊNCIAS*

1. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res.* 2007; 18 Suppl 3: 218-31.
2. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal-ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater.* 2012; 28(1): 102-11.
3. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(6): 565-7.
4. Ausiello P, Franciosa P, Martorelli M, Watts DC. Mechanical behavior of post-restored upper canine teeth: a 3D FE analysis. *Dent Mater.* 2011; 27(12): 1285-94.
5. Coelho CS, Biffi JC, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J* 2009; 28: 671-678.
6. da Silva NR, Raposo LH, Versluis A, Fernandes-Neto AJ, Soares CJ. The effect of post, core, crown type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated bovine anterior teeth. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(5): 306-317.
7. De Backer H, Van Maele G, Decock V, Van den Berghe L. Long-term survival of complete crowns, fixed dental prostheses, and cantilever fixed dental prostheses with posts and cores on root canal-treated teeth. *Int J Prosthodont.* 2007; 20(3): 229-34.
8. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Schwestka-Polly R, Stiesch M. Stress analysis of an all-ceramic FDP loaded according to different occlusal concepts. *J Oral Rehabil.* 2011; 38(4): 278-85.
9. Dittmer MP, Kohorst P, Borchers L, Stiesch M. Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(1): 63-8.

* De acordo com a com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

10. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Investig*. 2009; 13(2): 223-7.
11. Fernandes-Neto AJ, Neves FD. Harmonia Oclusal para a Promoção de Saúde. In: Léo Kriger (Org.). *Promoção de Saúde Bucal - Paradigma, Ciência, Humanização*. Promoção de Saúde Bucal - Paradigma, Ciência, Humanização. 3ed. São Paulo: Artes Médicas Ltda, 2003, v. 01, p. 341-369.
12. Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent*. 2000; 13(Spec No): 15B-18B.
13. Field C, Li Q, Li W, Swain M. Biomechanical Response in Mandibular Bone due to Mastication Loading on 3-Unit Fixed Partial Dentures. *J Dent Biomech*. 2010; (902537): 1-11.
14. Franco AL, de Andrade MF, Segalla JC, Gonçalves DA, Camparis CM. New approaches to dental occlusion: a literature update. *Cranio*. 2012; 30(2): 136-43.
15. Goracci C, Grandini S, Bossù M, Bertelli E, Ferrari M. Laboratory assessment of the retentive potential of adhesive posts: a review. *J Dent*. 2007; 35(11): 827-35.
16. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM: Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996; (75): 140-7.
17. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Metha A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite Elem Anal Des*. 2001; (37): 587-601.
18. Kaur A, N M, N S, Kumari A, Shetty A. A comparative study of intra canal stress pattern in endodontically treated teeth with average sized canal diameter and reinforced wide canals with three different post systems using finite element analysis. *J Conserv Dent*. 2010; 13(1): 28-33.
19. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pupless teeth. *J Prosthet Dent*. 1992; (68): 421-7.

* De acordo com a com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

20. Langlade M. Diagnóstico ortodôntico. São Paulo: Editora Santos. 2002. 742p. Cap. Diagnóstico e Oclusão, p. 72-73.
21. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 2005; 21(8): 709-715.
22. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl).* 2006; 119(4): 305-11.
23. Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006; 37(4): 253-9.
24. Mokhtarikhoe S, Jannesari A, Behroozi H, Mokhtarikhoe S. Effect of connector width on stress distribution in all ceramic fixed partial dentures (a 3D finite element study). *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2008: 1829-32.
25. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. All-ceramic and porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures: a comparative study by 2D finite element analyses. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15(5): 399-405.
26. Noritomi PY, Xavier TA, Silva JVL. A comparison between BioCAD and some know methods for finite element model generation. In: Bártolo et al. (eds). *Inovative Developments and Physical Prototyping.* London: Taylor & Francis Group; 2012, p. 685-690.
27. Oh W, Götzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res.* 2002; 81(9): 623-7.
28. Ozcan M, Niedermeier W. Clinical study on the reasons for and location of failures of metal-ceramic restorations and survival of repairs. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(3): 299-302.
29. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res.* 1998; 77(4): 589-602.

* De acordo com a com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

30. Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 2009; 101(3): 166-73.
31. Pokorny PH, Wiens JP, Litvak H. Occlusion for fixed prosthodontics: a historical perspective of the gnathological influence. *J Prosthet Dent.* 2008; 99(4): 299-313.
32. Santos AF, Meira JB, Tanaka CB, Xavier TA, Ballester RY, Lima RG, Pfeifer CS, Versluis A. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res.* 2010; (89): 587-591.
33. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. *Int Endod J.* 2008; (41): 493-501.
34. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Shinya A, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. *J Adhes Dent.* 2008; 10(5): 365-71.
35. Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. *Braz Dent J.* 2011; 22(3): 230-237.
36. Soares CJ, Valdivia ADCM, Silva GR, Santana FR, Menezes MS. Longitudinal Clinical Evaluation of Post Systems:A Literature Review. *Braz Dent J* 2012; 23(2): 135-140. (a)
37. Soares CJ, Versluis A, Valdivia ADCM, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BCF, Roscoe MG. Finite Element Analysis in dentistry - improving the quality of oral health care. In: Moratal D (Ed.). *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.* China: INTECH; 2012, p. 1-33. (b)
38. Sugerman PB, Barber MT. Patient selection for endosseous dental implants: oral and systemic considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(2): 191-201.
39. Taskonak B, Sertgöz A. Two-year clinical evaluation of lithia-disilicate-based all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2006; 22(11): 1008-13.

* De acordo com a com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

40. Thornton LJ. Anterior guidance: group function/canine guidance. A literature review. *J Prosthet Dent.* 1990; 64(4): 479-82.
41. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil.* 2003; (30): 470-76.
42. Tsukiyama T, Marcushamer E, Griffin TJ, Arguello E, Magne P, Gallucci GO. Comparison of the anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in Asian and white subjects. *J Prosthet Dent.* 2012; 107(1): 11-6.
43. Williamson EH, Lundquist DO. Anterior guidance: its effect on electromyographic activity of the temporal and masseter muscles. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 816-23.
44. Wolfart S, Eschbach S, Scherrer S, Kern M. Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass-ceramic fixed dental prostheses: up to 8 years results. *Dent Mater.* 2009; 25(9): e63-71.

* De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.



**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**



CERTIFICADO

O Comitê de Ética em Pesquisa da FOP-UNICAMP certifica que o projeto de pesquisa "**Análise biomecânica de próteses fixas de três elementos: Efeito da virola, do tipo de retentor intra-radicular e do material restaurador coronário**", protocolo nº 173/2009, dos pesquisadores Luis Roberto Marcondes Martins e Gisele Rodrigues da Silva, satisfaz as exigências do Conselho Nacional de Saúde - Ministério da Saúde para as pesquisas em seres humanos e foi aprovado por este comitê em 05/01/2010.

The Ethics Committee in Research of the School of Dentistry of Piracicaba - State University of Campinas, certify that the project "**Biomechanical analysis of three unit fixed dental prostheses: Effect of ferule, type of post and type of restorative material**", register number 173/2009, of Luis Roberto Marcondes Martins and Gisele Rodrigues da Silva, comply with the recommendations of the National Health Council - Ministry of Health of Brazil for research in human subjects and therefore was approved by this committee at 01/05/2010.

Prof. Dr. Pablo Agustín Vargas
Secretário
CEP/FOP/UNICAMP

Prof. Dr. Jacks Jorge Junior
Coordenador
CEP/FOP/UNICAMP