

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Carolina Assaf Branco

*Influência do tipo de pântico,
número de pilares e tipo de aplicação de carga
na distribuição das tensões em prótese fixa em cantilever -
análise por elementos finitos.*

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto.

Co-Orientador: Prof. Dr. Carlos José Soares.

Uberlândia, 2008

Carolina Assaf Branco

Influência do tipo de pântico,
número de pilares e tipo de aplicação de carga
na distribuição das tensões em prótese fixa em cantilever -
análise por elementos finitos.

Dissertação apresentada ao programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Reabilitação Oral.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto.

Prof. Dr. Carlos José Soares.

Prof. Dr. Ricardo Alves do Prado.

Prof. Dr. Lawrence Gonzaga Lopes.

Uberlândia, 2008

FICHA CATALOGRÁFICA

B816i Branco, Carolina Assaf, 1979-

Influência do tipo de pântico, número de pilares e tipo de aplicação de carga na distribuição das tensões em prótese fixa em cantilever – análise por elementos finitos / Carolina Assaf Branco. - 2008.

123 f. : il.

Orientador: Alfredo Júlio Fernandes Neto.

Co-orientador: Carlos José Soares.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Inclui bibliografia.

1. Prótese dentária - Teses. I. Fernandes Neto, Alfredo Júlio. II. Soares, Carlos José. III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314 - 089.28

DEDICATÓRIA

A Deus, por permitir que me sinta sempre tão protegida! As escolhas da minha vida sempre foram guiadas, sem dúvida, pelas Suas mãos, sem que eu ao menos percebesse! Agradeço por mais uma conquista, e que eu tenha discernimento para usá-la a favor de outras pessoas, sempre a serviço do Bem!

Aos meus pais, Sofia e Joel, grandes exemplos de Família, dedicação e Amor! O apoio incondicional acaba por se tornar imperceptível. Saibam que sou eternamente grata pela preocupação com os caminhos escolhidos, conselhos nos momentos de decisão, esforço em possibilitar que nossos objetivos se concretizem com tranquilidade e confiança. Obrigada por serem amigos tão fundamentais e confiáveis! Por fazerem parte dessa conquista de maneira tão efetiva! *Papai e Mamãe*, meu Amor é incondicional, e cada conquista em minha vida será sempre dedicada a vocês!

Às minhas irmãs, Aline e Lígia, amigas tão especiais e presentes! Vocês são tão importantes em minha vida! Nós três temos observado de perto o crescimento humano de cada uma, e é maravilhoso tê-las como companheiras e amigas fiéis! Estaremos sempre lado a lado, pois construímos juntas a representação de fraternidade em nossas vidas! Dedico a vocês, com muito Amor, esse momento

em minha vida, pois sem vocês, *Irmã e Marila*, certamente minha vida seria menos doce e admirável! Amo vocês!

Ao meu querido Rodrigo, companheiro fiel e sempre presente! Tenho plena consciência da sua importância na conclusão dessa etapa em minha vida! Nada teria acontecido dessa forma sem seu exemplo, apoio, ajuda e orientação! Mas saiba que essa é apenas uma das contribuições. Você é muito mais importante na minha vida pessoal, com todo seu amor, dedicação, cuidado e lealdade! Agradeço a Deus por tê-lo em minha vida, pois isso tem me tornado uma pessoa muito melhor! Dedico essa conquista a você, com Amor e gratidão!

Ao Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto

Que valoriza toda contribuição, por menor que seja. Que reconhece que a melhor forma de aprender é ensinar, e que a melhor maneira de ensinar é fazer descobrir. Antes de orientador, um grande amigo. É com orgulho e admiração que agradeço por cada momento de convivência, pois sem a menor dúvida, isso tornou o caminho mais suave. Obrigada pela valorização e oportunidade. Foi realmente um grande prazer, professor! Que Deus o proteja sempre!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao vovô Fernando e vovô Manduca. Observar a dedicação e amor de vocês foi uma das vivências mais importantes em minha vida, e agradeço a Deus por essa oportunidade.

Ao Tio Paulo, Tia Rita e Dudu. Por representarem de forma clara minha família. Reconhecer em vocês apoios certos nas possíveis necessidades da vida é muito importante! Obrigada por estarem presentes nos momentos especiais da minha vida, e por somarem sua felicidade à minha!

Ao Prof. Dr. Carlos José Soares. Sempre exemplo de competência e dedicação. As oportunidades oferecidas por você possibilitaram a concretização de muitos dos meus objetivos. Reconheço com muita gratidão todos os caminhos abertos! Muito obrigada! Que Deus o proteja sempre!

À Profa. Dra. Marlete Ribeiro da Silva. Por ter sido minha professora e amiga, orientando-me com tanto carinho e paciência!

Aos professores João Edson, Cristiane. Por serem sempre afetuosos e disponíveis! São, além de exemplos, grandes amigos!

Aos professores Roberto Bernardino Jr, Henner A. Gomide e Vanderlei Gomes. Por me servirem de exemplos de vida, dedicação e felicidade.

Aos professores Flávio Domingues das Neves, Paulo Sérgio Quagliatto, Roberto Elias, Adérito Soares da Mota, Célio Jesus Prado, Clébio Domingues e Paulo César Simamoto. Pela contribuição sempre valiosa, de aprendizado, incentivo e amizade, ao longo de toda a minha vida profissional.

Ao amigo Paulo Vinícius Soares. Foi com você que aprendi os primeiros conceitos de biomecânica, utilizados ao longo de todo o meu mestrado! Você é um excelente professor, Paulo, e agradeço imensamente por toda a sua disposição, orientação e ajuda!

Às minhas queridas amigas Pri, Carol e Andréa. Por me desejarem bem de forma tão explícita! Cada uma tem grande importância em minha vida, de maneiras diferentes e complementares! Sou muito grata a Deus por tê-las em minha vida! Amo vocês!

Às minhas amigas da Confraria, Elis, Tati, Dani, Amanda e Fer. Meninas, vocês são especiais! É gratificante tê-las por perto sempre! A convivência com vocês torna a vida muito mais feliz! Amo muito!

Às amigas Naila, Veri, Liliane, Ana Cláudia, Priscilla e Gisele. Que estiveram comigo em vários momentos diferentes dessa caminhada, mas sempre tornando-a

mais rica e prazerosa! Aprendi muito com vocês, meninas, coisas diferentes com cada uma... e sou muito grata por isso!

Aos amigos Murilo, Hugo, Paulo César, Raposo e Bruno Barreto. Por serem sempre exemplos em campos tão diferentes. A convivência com vocês me mostra sempre novos pontos de vista, e é exatamente isso que nos faz cada vez melhores!

À Abigail e Sr Advaldo. Pelo carinho, dedicação e disposição em tantos momentos. A boa vontade em ajudar outras pessoas é uma virtude rara e admirável! Muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Tenho orgulho em ter me formado nessa faculdade, que além do poderoso instrumento de trabalho, proporcionou a convivência com pessoas tão caras a mim! Com respeito, admiração e gratidão, exaltarei sempre o nome desta instituição!

À CAPES. Pelo apoio ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, e em especial à minha pessoa, pela bolsa concedida, que possibilitou a dedicação exclusiva ao mestrado.

EPÍGRAFE

“O que for a profundidade do teu ser, assim será teu desejo.

O que for o teu desejo, assim será tua vontade.

O que for tua vontade, assim serão teus atos.

O que forem teus atos, assim será teu destino.”

(Brihadaranyaka Upanishad IV, 4.5)

SUMÁRIO

RESUMO	12
ABSTRACT	14
1. INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 ELEMENTOS FINITOS	20
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS	22
2.3 PRÓTESE FIXA COM PÔNTICO EM CANTILEVER	28
3. PROPOSIÇÃO	40
4. METODOLOGIA CIENTÍFICA	43
4.1 CONSTRUÇÃO DO MODELO LABORATORIAL	44
4.2 GERAÇÃO DO MODELO VIRTUAL	53
4.3 ENSAIO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS	58
5. RESULTADOS	69
6. DISCUSSÃO	99
7. CONCLUSÃO	111
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	113
OBRAS CONSULTADAS	117
ANEXOS	119

RESUMO

Próteses fixas em cantilever são alternativas reabilitadoras satisfatórias em casos em que os implantes osseointegrados são contra-indicados, o que justifica a importância de se conhecer seu comportamento mecânico para conduzir sua indicação e os cuidados que devem ser associados a esse procedimento. O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição das tensões nas estruturas de suporte e protéticas em próteses fixas utilizando o método de elementos finitos. Foram comparados anatomia do pântico (molar e pré-molar), tipos e número de pilares (um ou dois, uni ou bilaterais, voltados para anterior ou posterior do pântico) e tipo de carregamento oclusal (contato prematuro ou oclusão normal). Um modelo real composto por canino, primeiro e segundo pré-molares e primeiro, segundo e terceiro molares foi utilizado para a confecção dos modelos matemáticos bidimensionais de próteses fixas simulando todas as estruturas envolvidas, a fim de avaliar a distribuição das tensões pelo método de elementos finitos sob carga oclusal normal ou em contato prematuro em ponto próximo ou distante do conector primário da prótese. Foram utilizados 5% da carga mastigatória fisiológica. As imagens plotadas foram analisadas qualitativamente. Para análise quantitativa, foram traçadas duas linhas em cada modelo, linha A, localizada a 2mm da cortical óssea do espaço edêntulo, e linha B, na parte média dos conectores das próteses. As regiões onde houve maior concentração das tensões em todos os grupos foram a cortical óssea e estrutura radicular dos dentes pilares e os conectores das próteses. As tensões foram menores e melhor distribuídas na prótese fixa convencional, independente da anatomia do pântico. Os modelos em contato prematuro apresentaram os resultados mais desfavoráveis, sendo o contato prematuro no ponto mais distante do conector primário o mais danoso, tanto nos modelos com pântico em pré-molar quanto em molar. Diante das limitações deste estudo, pode-se concluir que as próteses fixas convencionais possuem distribuição mais favorável que as próteses com pântico em cantilever. O pântico mais extenso (molar) faz com que as tensões nas

estruturas adjacentes sejam maiores e mais desfavoráveis. A adição de segundo dente como pilar foi mais favorável a distribuição de tensões nas estruturas de suporte e protéticas em casos de contato prematuro.

ABSTRACT

Cantilever fixed prosthodontics are satisfactory rehabilitation alternatives when osseointegrated implants are not indicated, which justifies the important knowledgment with respect to a correct indication and technical procedures. The aim of this study was to evaluate the stress distribution on support dental structures and prosthesis framework by finite elements method. The pontic anatomy (premolar or molar), type and number of abutments (one or two, single or bilateral, anteriorly or posteriorly faced) e occlusal load (premature contact or normal occlusion). A real model composed by a canine, first and second premolars, first, second and third molars was employed for the creation of the 2D mathematical models, simulating all the involved dental and prosthetic structures and studying stress distribution by finite elements method under normal occlusal load or premature contact near or distant from the primary prosthesis conector. Five percent of physiologic masticatory load was used in the simulation. The plotted images were qualitatively analyzed. In the quantitative analysis stress values were collected at two selected lines in the models, line A, created 2mm above cortical bone at the edentulous space, and line B, which was located at the center of prosthesis conectors. The regions with the most pronouncing stress concentrations were the cortical bone, roots of abutment teeth and prosthesis conectors. Stress were lower and better distributed on conventional fixed prosthesis, irrespective of the type of pontic. The models, for both premolar or molar pontics, under premature contact load condition showed the most unfavorable stress conditions, principally when it occurred distant from the primary conector. Within the limitations of this study it is possible to conclude that conventional fixed prosthesis show stress distribution in a more favorable condition than cantilever prosthesis. The most extensive pontic (molar) results in more unfavorable and greater stress at adjacent structures. The inclusion of a second abutment is more favorable to support dental structures and prosthesis framework when premature contact load condition takes place.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

A ausência de dentes posteriores acarreta problemas como ineficiência mastigatória, insatisfação estética, instabilidade oclusal, além de movimentos fisiológicos danosos, como extrusão dos dentes antagonistas e mesialização dos posteriores. Os implantes protéticos são, atualmente, a alternativa reabilitadora mais indicada para espaços edêntulos, devido à previsibilidade da técnica e diversidade de aplicações, além de preservar os dentes contíguos ao espaço protético. Entretanto, quando os implantes são contra-indicados por razões anatômicas, médicas, econômicas ou psicológicas, alternativas eficientes de reabilitação podem ser as próteses parciais removíveis, próteses fixas parciais e as próteses fixas em cantilever (PFC) (Crothers *et al.*, 1995; Eraslan *et al.*, 2005; Wylie & Caputo, 1991; Yang *et al.*, 1996). As PFC são restaurações protéticas sustentadas por um ou mais pilares em uma extremidade, sendo a outra livre (Crothers *et al.*, 1995; Himmel *et al.*, 1992). Dessa forma, sua indicação está geralmente associada à ausência de possível retentor em um dos lados do espaço edêntulo, mas também com a possibilidade de menor desgaste de estruturas dentais saudáveis.

A indicação e execução de PFC envolvem vários cuidados devido aos movimentos de alavanca desfavoráveis que ocorrem durante a mastigação, à exigência de cuidados com a higienização, atenção aos pilares que serão utilizados, qualidade do periodonto dos mesmos (Crothers *et al.*, 1995; Eraslan *et al.*, 2005; Yang *et al.*, 1996; Yang *et al.*, 1999), à oclusão e ajuste da peça, e cuidados de preservação ao longo do tempo (Crothers *et al.*, 1995; Himmel *et al.*, 1992). As forças oclusais aplicadas no pântico da PFC promovem tensões que são transmitidas aos pilares, conectores e estruturas de suporte. A forma de distribuição e intensidade dessas tensões são influenciadas por algumas variáveis, tais como oclusão, extensão da prótese, perda óssea e qualidade do periodonto,

que interferem, dessa maneira, na longevidade da prótese e saúde das estruturas envolvidas (Crothers *et al.*, 1995; Yang *et al.*, 1999). A compreensão da distribuição das tensões é um aspecto importante no entendimento do processo de fadiga, que ocorre durante a micro-deformação subclínica (Magne *et al.*, 2002). Simulações não-destrutivas podem ser consideradas as melhores para determinar diferenças da distribuição das tensões, sendo o método de elementos finitos (MEF) uma das ferramentas mais complexas e completas para essa finalidade (Magne, 2007; Magne *et al.*, 2002; Romeed *et al.*, 2006). A utilização do MEF tem sido cada vez mais incorporada às pesquisas na área odontológica (Eraslan *et al.*, 2005; Magne *et al.*, 2002; Romeed *et al.*, 2004), como já foi há muito tempo na engenharia civil, indústria automotiva e aeroespacial (Magne, 2007), pois além de fornecer informações improváveis de se captar em estudos clínicos e experimentais, é possível avaliar o estado de tensão-deformação de estruturas sob determinada força, proporcionando dados valiosos com custo operacional relativamente baixo e tempo de trabalho reduzido (Magne, 2007; Magne *et al.*, 2002).

Fatores biomecânicos como sobrecarga, alavanca, torque e flexão induzem a concentração de tensões desfavoráveis na prótese e no periodonto, aumentando o potencial de falha da prótese (Yang *et al.*, 1999). A dimensão do pântico em cantilever também tem sido relatada como aspecto importante na distribuição das tensões nas estruturas adjacentes à prótese, já que a força de alavanca, característica deste tipo de sistema protético, varia com este fator (Eraslan *et al.*, 2005). Outro ponto importante a ser observado nas PFC é o número de pilares esplintados. Segundo a Lei de Ante, quanto maior o tamanho do espaço edêntulo, maior o número de pilares que devem estar envolvidos na prótese (Yang *et al.*, 1999). Entretanto, Yang *et al.*, em 1999 (Yang *et al.*, 1999), por meio de análise por elementos finitos, constatou que o aumento do número de pilares não provoca redução proporcional das tensões transmitidas ao periodonto, sendo essa relação limitada. Espera-se que o envolvimento de dentes com maior estrutura coronal e

radicular, e a eliminação da ocorrência de contatos oclusais prematuros possa contribuir para melhor distribuição das tensões na restauração protética e estruturas adjacentes.

Dentro desses aspectos, entende-se como importante avaliar a distribuição das tensões na estrutura óssea e protética em próteses fixas com pântico em cantilever, sendo o método de elementos finitos excelente alternativa de metodologia.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Elementos Finitos

Segundo Magne et al. (2002) (Magne *et al.*, 2002), o conhecimento da distribuição das tensões é importante no processo de fadiga, que ocorre geralmente abaixo do limiar de observação clínica. Métodos de pesquisas não destrutivos são os mais indicados para análise das tensões, como o método de elementos finitos. Apesar de serem estruturas tridimensionais, eventos mecânicos importantes ocorrem no plano mesio-distal de próteses fixas parciais de três elementos. O uso de modelos bidimensionais é validado com base no número de elementos e qualidade da simulação. Apesar de ser mais realista, o modelo tridimensional possibilita uma malhagem grosseira e dificulta a representação de camadas muito finas, como a de um cimento, por exemplo.

Em um trabalho realizado por Romeed et al., em 2004 (Romeed *et al.*, 2004) utilizando o método de elementos finitos, os autores ressaltaram que, apesar da sofisticação do método de elementos finitos, é sabido que a análise apresenta limitações numéricas. Algumas dessas limitações se encontram nas propriedades mecânicas atribuídas a cada uma das estruturas. Com a finalidade de simplificação, as estruturas são consideradas isotrópicas, homogêneas, lineares e elásticas, a despeito de sua natureza anisotrópica. Modelos bidimensionais têm mostrado ser representações aceitáveis de estruturas tridimensionais, especialmente na avaliação da distribuição das tensões em próteses e estruturas de suporte. Por esse motivo, resultados de estudos similares são relevantes para simulação de situações clínicas.

Romeed et al., em 2006 (Romeed *et al.*, 2006), fizeram uma comparação entre os modelos de elementos finitos bi e tridimensionais, ressaltando as limitações e a importância de cada um deles. Foi feita uma investigação do comportamento mecânico de pré-molar superior restaurado com coroa total, comparando os resultados do experimento bidimensional com seções do modelo tridimensional. A escolha entre análise por elementos finitos bi ou tridimensional para investigação de comportamento biomecânico de estruturas complexas depende de muitos fatores, incluindo complexidade da geometria, tipo de análise e expectativas quanto à aplicabilidade dos achados. Segundo os autores, em certas situações, a combinação de testes bi e tridimensionais são a melhor opção para compreender o comportamento biomecânico de estruturas dentais mais complexas. Os modelos em 3D podem ter a vantagem da representação geométrica mais próxima do real, mas, em compensação, uma porcentagem menor de informações é utilizada na solução do problema.

Magne, em 2007 (Magne, 2007), escreveu um artigo descrevendo a utilização de modelos de elementos finitos tridimensionais na análise de estruturas dentais e restaurações. Um molar mandibular hígido foi escaneado utilizando um scanner micro-CT. Todas as etapas envolvidas no desenvolvimento do modelo matemático e análise dos resultados foram descritas. Segundo o autor, o método de elementos finitos (MEF) possui riscos experimentais limitados, não apresenta questões antiéticas, além de ser de baixo custo. Isso faz com que seja uma ótima alternativa para poupar tempo e dinheiro no momento da realização de pesquisas clínicas. O MEF reduz o tempo e custo para avaliar uma nova ideia antes de levá-la para a análise clínica. Na análise por elementos finitos, uma estrutura é dividida em vários elementos menores, para possibilitar o cálculo de deformação individual, tornando mais fácil calcular o da estrutura com o um todo.

2.2. Propriedades Mecânicas

Estudando as tensões em dentes submetidos a tratamentos com pinos intraradiculares, Holmes et al. (1996) (Holmes *et al.*, 1996) considerou que a metodologia de elementos finitos é inovadora para solução de problemas estruturais. Neste estudo, um canino restaurado com núcleo metálico fundido e coroa metalo-cerâmica foi simulado em 3D no programa Ansys 4.4, para análise das tensões. Para simplificação o modelo foram inseridas no programa apenas o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de todas as estruturas, sendo simuladas todas as partes do periodonto de suporte, inclusive o ligamento periodontal ($\varepsilon=68,9$ MPa; $\nu=0,45$). Uma carga de 100N foi aplicada 45° em relação ao longo eixo dental na ponta da cúspide do canino e as tensões de tração, compressão e cisalhantes analisadas. Os resultados mostraram que a redução do tamanho dos pinos é acompanhada pelo aumento das tensões cisalhantes e que a face lingual é a mais sujeita a concentração de tensões destrutivas.

Tortopidis et al (1998) (Tortopidis *et al.*, 1998) realizaram um trabalho que mediu a força oclusal com diferentes testes em diferentes ocasiões. A força oclusal máxima de oito voluntários foi mensurada em três posições: entre os dentes anteriores, entre segundo pré-molar e primeiro molar de um lado e entre segundos pré-molares e primeiros molars de ambos os lados. Biofeedback visual das forças foi fornecido. Dois períodos de no máximo cinco mastigações foram gravados com um momento de descanso entre eles. Essa seqüência foi repetida para cada transdutor e o experimento foi repetido em três dias diferentes. A maior força mensurada foi no transdutor posterior bilateral (580 N, s.d.235) e a menor foi no transdutor anterior (286N, s.d. 164). Existiu uma pequena diferença entre as forças oclusais medidas nas três diferentes sessões quando considerada a mesma posição no arco dental, em qualquer uma das três posições medidas. Na

população ocidental a média máxima da força oclusal na região de molar é geralmente reportada em torno de 600-750 N, entre os incisivos varia de 140 a 200N e de 120 a 350 N entre os caninos. A força máxima obtida foi maior na dependência do número de dentes posteriores envolvidos durante a aplicação da carga oclusal, isto é, quanto mais dentes, maior a força. Quanto mais posteriormente no arco dental a análise for feita, maior será a força oclusal; parte devido ao efeito de alavanca da mandíbula e parte devido ao maior tamanho das raízes dos dentes posteriores e conseqüente maior área de ligamento periodontal ao redor dos mesmos (é provável que isso reduza o efeito inibitório nos aferentes nociceptivos no momento de aplicação da força).

Para análise da distribuição de tensões em dentina de dentes submetidos a inserção de pinos rosqueáveis, Ersoz (Ersoz, 2000) considerou-a como homogênea, linear e elástica, definindo módulo de elasticidade ($\epsilon=18600$ MPa) e coeficiente de Poisson ($\epsilon=0,31$). O primeiro molar inferior foi simulado com a coroa destruída e um pino rosqueável inserido 0,8mm da borda externa dental. Os autores verificaram que a instalação de um pino rosqueável em dentina induz tensões na mesma, nas bordas das roscas, independente do tipo de pino, sendo importante muita precaução quando de seu uso clínico.

O'Mahony et al., em 2001 (O'Mahony *et al.*, 2001), realizaram um trabalho utilizando elementos finitos com o objetivo de comparar as tensões na interface implante-osso e na região periimplantar. Osso cortical e esponjoso foram considerados anisotrópicos, no intuito de avaliar se essa anisotropia influencia na forma da distribuição das tensões ao redor do implante (particularmente as tensões que podem provocar perda do implante) e região óssea (principalmente na crista). As propriedades utilizadas para caracterização de anisotropia no osso cortical e esponjoso (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e módulo de

cisalhamento) foram obtidas com base nos valores experimentais de módulo de elasticidade dos testes realizados pelos mesmos autores em 2000.

Suansuwan e Swain (Suansuwan & Swain, 2001), em um estudo utilizando teste flexural de quarto pontos e teste de micro-edentação, determinaram módulo de elasticidade e coeficiente de poisson de ligas metálicas e porcelanas odontológicas. Cinco tipos de ligas metálicas (ouro, paladium, níquel-cromo e dois tipos de liga de titânio) e quatro tipos de porcelana (VITA VMK 68, VITA Omega, VITA Titankeramik e Vintage Halo) foram testadas. Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para a liga de níquel-cromo foram respectivamente 203,6 GPa e 0,30, enquanto que para a cerâmica feldspática VITA Omega os valores foram de 64,7 GPa e 0,20.

Attar et al., em 2003 (Attar *et al.*, 2003), analisaram as propriedades mecânicas e físicas de várias categorias de cimentos odontológicos: cimento de fosfato de zinco, ionômero de vidro, ionômero de vidro modificado por resina e cimento resinoso. Os testes físicos e mecânicos analisados compreenderam a resistência flexural, módulo de elasticidade, radiopacidade e faixa de pH, avaliados 24 horas e três meses após a manipulação. Os resultados demonstraram que a resistência flexural do cimento de fosfato de zinco foi cerca de cinco vezes menos do que de todos os outros cimentos resinosos pesquisados, independente do período de avaliação.

Ausiello et al. (Ausiello *et al.*, 2004) utilizaram a análise por elementos finitos para estudar a distribuição de tensões em inlays de cerâmica ou resina, variando ainda a rigidez do material cimentante. O papel do material restaurador, cimento resinoso e adesivo foi demonstrado. Os autores utilizaram a aplicação de 400N em modelos 3D, mas comentam que tal magnitude pode ser maior clinicamente do que a utilizada; entretanto, alterar a carga aplicada somente

mudaria a magnitude das tensões enquanto que sua distribuição seria semelhante. Este estudo demonstrou que independente do cimento utilizado a cerâmica de alta rigidez (90 GPa) concentrou muita tensão em seu interior gerando também altas tensões nas paredes do preparo cavitário, enquanto que ao empregar resina composta indireta (50GPa) as tensões pareceram parcialmente absorvidas e parcialmente transferidas para estrutura dental.

Por meio de um estudo micromecânico da camada híbrida, Misra et al. (Misra *et al.*, 2004) analisaram a distribuição de tensões em dentina variando as propriedades dos sistemas adesivos, demonstrando que a concentração de tensões se amplia ao se empregar adesivos com baixo módulo de elasticidade ao contrário do que se pensa em relação ao uso de uma camada concentradora da tensões. Ao mudar de um material de alta rigidez para um de menor as tensões se concentram nesta interface. De acordo com os autores, o desenvolvimento de sistemas adesivos com melhores propriedades mecânicas teoricamente contribuiria para uma distribuição de tensões mais homogênea ao invés de concentrá-las na interface.

Lanza et al., em 2005 (Lanza *et al.*, 2005), estudaram a distribuição de tensões na dentina e camada de cimento em incisivos superiores possuindo pinos intraradiculares em metal, fibra de vidro ou fibra de carbono. Com modelos 3D as propriedades dos materiais e estrutura dental foram definidas sendo a dentina considerada isotrópica, homogênea e linear-elástica ($\epsilon=18600$ MPa; $\nu=0,31$) e apenas os pinos de fibra ortotrópicos. O dentes foi simulado com restauração tipo coroa total em ouro e variou-se os tipos de cimento, sendo usado para o pino metálico o cimento de fosfato de zinco e para os outros um cimento resinoso com alto (próximo à dentina) ou baixo modulo de elasticidade. O estudo demonstrou que o uso de pinos metálicos induz maior tensão na estrutura radicular dental, particularmente na interface entre cimento e dentina, e que pinos de fibra de vidro por serem mais flexíveis apresentam comportamento independente do tipo de

cimento resinoso usado, mas que para os pinos de fibra de carbono (alto módulo de elasticidade) as tensões se acumularam com maiores valores usando cimentos mais rígidos.

Estudando o efeito de diferentes configurações do preparo cavitário para facetas laminadas em cerâmica reforçada por alumina na distribuição de tensões, Zarone et al., em 2005 (Zarone *et al.*, 2005), criaram desenhos tridimensionais representativos de preparos em incisivo central superior abrangendo somente a face vestibular e preparos envolvendo o ângulo incisal. Para definição das propriedades das estruturas dentais e materiais restauradores todos foram considerados isotrópicos, elásticos e homogêneos, e análise das tensões foi realizada no software Ansys 5.7. A aplicação de carga foi realizada a 125° e 60° com relação ao longo eixo dental, sendo a raiz toda restrita de movimentos, e a carga de 10N aplicada nos referidos locais. O estudo demonstrou que o envolvimento do ângulo incisal representa melhores resultados, mas que a cerâmica concentra a maior parte das tensões devido a suas propriedades mecânicas de alta rigidez (módulo de elasticidade) e baixa taxa de compressibilidade (coeficiente de Poisson). Quando a proporção entre cerâmica e cimento resinoso é maior, existe uma maior área de cerâmica para distribuir tais tensões para a interface adesiva e dentina subjacente. Entretanto, de acordo com os autores, a ação desejável da interface adesiva em promover uma camada absorvedora de tensões é duvidosa, pois as cerâmicas aluminizadas não reagem ao tratamento ácido e cimentação adesiva tal como uma cerâmica feldspática, e assim certamente concentrariam mais tensões do que as simuladas no estudo, o qual considerou a cimentação adesiva perfeita.

De Jager et al., em 2005 (De Jager *et al.*, 2005), demonstraram por meio da análise por elementos finitos a influência da forma do preparo cavitário, camada de cimento e diferença entre propriedades da cerâmica de núcleo e de cobertura nas tensões geradas. Os autores observaram que o preparo cavitário é importante

fator e que seria melhor produzir camada de cimento uniforme. Além disso, aconselham utilizar cerâmicas com a menor diferença de propriedades possível para evitar possibilidades de concentração de tensões nesta região e fraturas futuras.

Guazzato et al. (Guazzato *et al.*, 2005) analisaram a influência de vários tratamentos de superfície na resistência flexural de cerâmicas aluminizadas infiltradas por vidro, sob a premissa de que a presença de falhas ou defeitos superficiais podem ser pontos de início de fratura quando localizados em áreas de grande concentração de tensões. Blocos pré-sinterizados da cerâmica In-ceram (Vita) foram cortados, polidos em lixa de carvão de silício 1200 e infiltrados com vidro de acordo com as instruções do fabricante. Posteriormente, as amostras foram divididas de acordo com o tratamento superficial: jateamento com óxido de alumínio (20seg, 5MPa, 110 μ m), desgaste com ponta diamantada (granulação 91 μ m, 3300rpm, 2cm/s, 5 μ m profundidade de corte), polimento com discos diamantados de granulação 90, 70, 30, 15, 9, 3 e 1 μ m e associação dos tratamentos prévios com aplicação de calor. A resistência flexural uniaxial foi aferida e demonstrou-se que a aplicação de calor amplia a resistência significativamente, pois os defeitos criados pelos tratamentos de superfície são preenchidos com o vidro usado para infiltração. Os autores concluem que as falhas de superfície são problemáticas e devem ser eliminadas de maneira eficaz pelo tratamento com calor.

Soares et al., em 2005 (Soares *et al.*, 2005), analisaram a influência do método de inclusão e reprodução do ligamento periodontal em testes de resistência à fratura, empregando incisivos bovinos. Oitenta dentes foram selecionados, 40 incluídos em resina de poliestireno e a outra metade em resina acrílica. Quatro métodos de simulação do ligamento periodontal foram executados. Os padrões de fratura foram classificados e avaliados. Os resultados demonstraram que o procedimento de reprodução do ligamento periodontal pode

influenciar nos testes de resistência à fratura. Os autores concluíram que a associação da inclusão com resina de poliestireno e reprodução do ligamento periodontal com Impregum F parece ser o mais indicado para os testes de resistência à fratura.

Posteriormente, em 2006, De Jager et al. (De Jager *et al.*, 2006), analisou a alteração da composição do material de núcleo na concentração de tensões na combinação entre cerâmica de cobertura e núcleo. Os autores utilizaram coping em ouro, zircônia e alumina, e mostraram que as vantagens de resistência ao se usar os materiais altamente resistentes podem ser perdidas pela concentração de tensões de tração ocorridas entre estes e as cerâmicas de cobertura menos resistentes.

2.3. Prótese Fixa com pântico em Cantilever

Wright e Yettram (Wright & Yettram, 1979) realizaram estudo para análise da distribuição de tensões em pilares de próteses unitárias parciais fixas utilizando o método de elementos finitos bidimensional. Foi feita análise da influência da propriedade mecânica do ligamento periodontal após aplicação de carga nas direções vertical, oblíqua e horizontal variando a quantidade de osso alveolar e espiantagem de dentes. Demonstraram que a força não-axial aplicada num único dente aumenta as tensões no periodonto comparada com a carga aplicada axialmente. As tensões são maiores quanto mais oblíqua for a aplicação da carga. Os autores confirmaram que as tensões no periodonto são maiores quando a PFC possui apenas um pilar. Com dois pilares espiantados, ambos os dentes resistem ao movimento de rotação, minimizando as tensões no periodonto.

Wylie e Caputo, 1991 (Wylie & Caputo, 1991), utilizaram modelos fotoelásticos para avaliar a distribuição de tensões nos dentes e suporte ósseo em próteses fixas em cantilever utilizando pilares com comprometimento periodontal. O objetivo foi avaliar a interferência da morfologia do defeito ósseo no pilar mais distal e quantos pilares com suporte periodontal saudável precisam ser incluídos na prótese. O estabelecimento de saúde periodontal e equilíbrio oclusal são pontos críticos na longevidade das próteses. Restaurações mais conservadoras podem ser utilizadas não só em situações de normalidade do suporte periodontal, mas também quando apenas o pilar mais distal estiver comprometido periodontalmente. Quanto mais distante estiver o pilar da aplicação da carga, menos ele participa na distribuição da carga. As cargas são efetivamente distribuídas apenas nos dois primeiros pilares laterais ao ponto de aplicação de carga. Portanto, a inclusão de mais pilares com o objetivo de aumentar a resistência às forças oclusais é limitada. As forças oclusais, dependendo da sua magnitude e frequência, pode exacerbar a reabsorção óssea nas regiões de defeitos ósseos. Outro importante fator envolvido na manutenção dos pilares distais com redução periodontal é a limitação da força oclusal no momento da mastigação. Os mecanorreceptores periodontais parecem ter um importante papel nesse mecanismo de protetor. A força mastigatória de pacientes com comprometimento periodontal é bem maior que em pacientes portadores de próteses removíveis, mas menores do que a de pacientes com dentição natural completa. A diferença da força oclusal entre a extensão em cantilever e os pilares de suporte é sugestiva da atuação desse mecanismo neuromuscular protetor que previne a concentração destrutiva de tensões. Os autores concluíram que as forças oclusais nas próteses fixas em cantilever são distribuídas até o terceiro dente próximo ao cantilever e que ocorre uma redução importante de tensões quando um dente comprometido periodontalmente é espiado a dois dentes saudáveis. O aumento do número de pilares não resulta em uma proporcional redução das tensões.

Awadalla et al. (Awadalla *et al.*, 1992), utilizando o método de elementos finitos tridimensional, avaliaram a distribuição de tensões nos pilares e suporte ósseo em prótese fixa com extensão posterior em cantilever. Foi utilizado um modelo matemático com primeiro e segundo pré-molares como pilares e pântico em primeiro molar, simulando as estruturas de suporte (osso, ligamento periodontal) e a prótese em ouro. Os resultados mostraram que o pântico em cantilever cria uma tensão considerável no pilar mais próximo do espaço edêntulo e produz uma tensão de tração no pilar mais afastado. Existe uma relação linear entre a carga aplicada e a tensão interna gerada. Embora o osso seja influenciado por muitos fatores locais e sistêmicos, as forças biomecânicas parecem ser o principal fator de remodelação óssea ao longo da vida. Clinicamente, forças relativamente pequenas são capazes de provocar inclinações dentais. A duração da força, portanto, é mais influente na reabsorção e deformação óssea do que sua quantidade. O pilar mais próximo do pântico recebe mais de 50% das forças incididas na prótese.

Em um trabalho de revisão da literatura abordando os aspectos importantes vinculados às próteses fixas em cantilever (PFC), Himmel et al. (Himmel *et al.*, 1992) descreveram esse tipo de prótese como restaurações com um ou mais pilares em uma das extremidades e sem suporte na outra. Segundo os autores, um sistema de alavanca classe I é criado se forças verticais e oblíquas forem direcionadas ao pântico, resultando em força no dente pilar maior que a carga aplicada. A PFC tem sido utilizada em muitas situações clínicas com forças reduzidas, mas investigadores discordam de que a prótese removível gera menos tensão. A PFC é favorável para substituir molares evitando uma prótese removível unilateral, mas não melhora a eficiência mastigatória. O pântico em cantilever pode prevenir a erupção de dentes antagonistas ou promover estabilidade para uma prótese removível na arcada oposta. A relação entre biologia e mecânica e a distribuição de tensões dentro dos limites fisiológicos das estruturas de suporte é

crítica nas próteses fixas em cantilever. Falhas técnicas são mais comuns quando os dentes pilares são tratados endodonticamente; uma força oclusal maior pode ser inadvertidamente incidida sobre o dente não-vital, pois seu limiar de dor é maior. Dentes vitais com bom suporte ósseo apresentam uma função mais eficiente de mecanorreceptores em pequenos graus de flexão. Isso pode explicar a maior falha mecânica associada aos dentes pilares com tratamento endodôntico. As forças mastigatórias diminuem com o aumento do comprometimento periodontal. Os contatos devem ser estabilizados para prevenir migração, inclinação e aumento da mobilidade quando houver possibilidade de mobilidade da prótese durante os movimentos excursivos. A mecânica da PF em cantilever requer que o pilar mais adjacente ao dente perdido possua um suporte periodontal apropriado, pois é aí que se concentram as maiores tensões funcionais. Por outro lado, o pilar mais afastado do pântico deve ser extremamente retentivo para resistir ao deslocamento vertical imposto pelo pântico em cantilever. Devido à relação entre as falhas por fratura e o tempo de vida da prótese, a fadiga pode ser considerada crucial nessas avaliações. A maioria das fraturas ocorre na mesial do pilar mais distal do cantilever. A resistência máxima da maioria dos cimentos é na compressão, a menor na força de tração e valores intermediários no cisalhamento. Forças direcionadas apicalmente no cantilever resultam em força de tração no cimento do retentor mais distante do pântico. Segundo os autores, os critérios para a indicação com sucesso de uma PFC são: boa condição periodontal e suporte ósseo, raízes com comprimento e forma favoráveis, comprimento suficiente de coroa e relação harmoniosa entre os arcos e os dentes, dentes vitais entre os pilares, ter pelo menos dois pilares e nunca mais que um pântico, oclusão equilibrada, material restaurador rígido e cimento com alta resistência a tração.

Crothers et al., em 1995 (Crothers *et al.*, 1995), em uma revisão de literatura sobre prótese fixa parcial em cantilever, relataram que experiência clínica e pesquisas sugerem que poucos pilares são necessários quando o equilíbrio

oclusal estiver bem controlado. Próteses em cantilever com um único pilar podem ser utilizadas para reabilitar qualquer dente no arco, contanto que exista um dente próximo ao espaço edêntulo e o pântico estiver sem contato durante os movimentos excursivos. Quanto maior for a extensão em cantilever, maior será a força no pilar. Para manter a estabilidade, o pilar deve receber carga o mais próximo possível do longo eixo do dente. Devido à força nos dentes posteriores ser maior, o desenho das próteses posteriores é mais crítico. Como vantagens associadas ao pilar único, apenas um dente precisa ser desgastado para servir de pilar; não é necessária atenção para a lateralidade do preparo; o paciente consegue higienizar a prótese de forma muito mais eficiente, pois é possível passar o fio dental entre o pântico e o dente vizinho. Em contrapartida, esse tipo de prótese pode ser utilizado apenas em espaços edêntulos limitados, o pilar precisa ser resistente o suficiente para suportar a carga quando for aplicada no pântico e dentes com comprometimento periodontal importante não podem ser utilizados como pilares. A prótese fixa em cantilever com pilar único forma um sistema de alavanca classe I. Quando a carga é incidida no pântico, forças de rotação e lateralidade são transmitidas para o pilar por meio dos retentores, podendo levar a prótese à falha. Tensões excessivas podem levar à falha mecânica do conector, decimentação ou até fratura dental.

1. Suporte Periodontal: As forças oclusais aplicadas diretamente no pântico resultam em forças laterais desfavoráveis no pilar; por este motivo, qualquer comprometimento periodontal do pilar precisa ser cuidadosamente avaliado.
2. Estabilidade do Pilar: Dentes inclinados ou girovertidos não podem ser considerados como pilares.
3. Estrutura do pilar: deve-se tomar cuidado com a utilização de dentes restaurados como pilares, pois o preparo pode fraturar o dente se a estrutura remanescente for insuficiente.
4. Morfologia da raiz: a relação coroa/raiz do pilar deve ser considerada; coroas clínicas longas e raízes curtas favorecem forças maiores nos tecidos de suporte.
5. Extensão do pântico: para pilares únicos, a prótese deve ter pântico substituindo um único dente; como regra geral, a extensão máxima do pântico não deve ultrapassar a dimensão mesio-dital do pilar.
6. Considerações

oclusais: seguir os princípios de carga oclusal incidida axialmente, protrusão e guia canina. 7. Vitalidade: É melhor que o dente pilar seja vital, pois as pesquisas sugerem que maior força mastigatória é incidida em dentes desvitalizados devido à redução da propriocepção. O desenho do conector é importante, pois é ele que transfere as forças oclusais do pântico para o pilar; ele deve ser resistente e rígido o suficiente para evitar distorções e fraturas. A rigidez do conector é proporcional à altura gengivo-oclusal e diretamente proporcional à distância buco-lingual. Já as próteses em cantilever com múltiplos retentores são utilizadas em situações em que o suporte periodontal dos pilares for insuficiente para suportar a prótese, as coroas dentais forem muito curtas, morfologias dentais comprometidas, dentes com tratamento endodôntico ou mais susceptíveis a fraturas. É importante ressaltar que a utilização de dois ou mais pilares não são indicados necessariamente devido a espaços edêntulos maiores, pois, nesses casos, próteses fixas são preferíveis. A união dos pilares pode provocar algumas dificuldades biomecânicas. Quando é aplicada carga no pântico, a prótese tende a rotacionar sobre o pilar mais próximo do espaço. Estudos laboratoriais mostram que 50% da carga mastigatória se concentram no pilar primário.

Yang et al., em 1996 (Yang *et al.*, 1996), objetivando avaliar o comportamento mecânico de próteses fixas em cantilever, realizaram uma pesquisa utilizando método de elementos finitos bidimensional. As variáveis do estudo foram número de pânticos em cantilever (um ou dois), número de pilares e altura óssea dos pilares. A carga foi aplicada com vetor mesial e inclinação de 15°, na cúspide e crista marginal distal. As tensões e a deflexão foram avaliadas em cada modelo após a aplicação de carga. Não houve redução no deslocamento quando o canino foi incluído como pilar da prótese. As tensões de tração foram observadas na superfície oclusal do conector rígido e ao longo da superfície mesial radicular do pilar terminal. Tensões de compressão se concentraram na região disto-cervical do retentor e no ligamento periodontal do ápice radicular. A

tensão máxima no periodonto aumenta quando a altura óssea diminui. A esplintagem de pilares reduz a magnitude das tensões máximas no periodonto, mas essa redução não é proporcional ao número de pilares esplintados. Segundo os autores, o uso de próteses em cantilever pode ser arriscado devido ao efeito de alavanca desfavorável que ocorre durante a aplicação da força mastigatória, que é muito danosa tanto para o ligamento periodontal quanto para as estruturas de suporte. O efeito do excesso de tensões nesse tipo de prótese pode resultar em fratura ou distorção do material restaurador e reabsorção óssea. Para que a prótese seja desenhada de maneira favorável, é necessário compreender o comportamento mecânico da prótese fixa com pântico em cantilever durante a aplicação da carga oclusal. Grande concentração de tensão foi observada ao redor dos conectores, sendo o retentor mais distal o mais atingido. A altura óssea ideal e a adição de pilares reduzem a magnitude das tensões. As forças transmitidas pelos pânticos em cantilever causam movimento de inclinação e rotação nos pilares. Esse tipo de prótese deve ser utilizado para repor apenas um único elemento dental, sendo que regiões posteriores requerem o esplinte de pilares múltiplos. O referido trabalho concluiu que: 1. A maior concentração de tensões foi observada ao redor dos conectores e do pilar mais próximo do pântico. 2. Suporte ósseo reduzido aumenta a deflexão e a concentração das tensões. 3. Ocorre certa redução de deslocamento e tensões quando vários dentes são esplintados. 4. O aumento do número de pilares não resulta em redução proporcional das tensões no periodonto. 5. Pânticos muito extensos resultam em aumento marcante das tensões.

Wang et al., em 1998 (Wang *et al.*, 1998), avaliaram, por meio do método de elementos finitos, as tensões em próteses com pântico distal em cantilever envolvendo pilares comprometidos periodontalmente e variando o material de confecção da prótese (liga de ouro e de níquel-cromo). Um modelo matemático bidimensional representando canino, primeiro e segundo pré-molares mandibulares,

as estruturas de suporte e um pântico distal em cantilever foram criados. A maior concentração de tensão localizou-se no conector do pântico distal ao pilar terminal e se estende pelo pilar terminal, o que pode ser explicado pela rotação do vetor momento ao redor do centro. Quando o suporte periodontal do pilar terminal foi reduzido, o centro de rotação se deslocou apicalmente, com o centro localizado na distal de P1. Esse fenômeno causa uma maior concentração de tensão devido ao maior vetor de rotação com maior braço de alavanca. Quando o canino foi adicionado aos pilares, o centro de rotação foi substituído pela mesial do terço médio radicular mesial de P1. Isso torna o braço de alavanca maior e aumenta a concentração de tensão. A adição de mais um pilar reduz esse efeito. Mais de três pilares são ineficientes na redução das tensões. Quanto mais rígido o material restaurador utilizado, menos flexível é a prótese. A utilização de ligas mais rígidas na confecção da prótese parece não fazer qualquer diferença significativa na distribuição das tensões em próteses em cantilever. Não houve nenhum benefício mecânico com o preparo mais apical do pilar distal.

Yang et al., em 1999 (Yang *et al.*, 1999), analisaram os níveis de tensão nos dentes e estruturas de suporte de próteses fixas parciais, determinando como a adição de pilares múltiplos modifica a distribuição das tensões e a deflexão da prótese. Para isso, foi utilizado o método de elementos finitos bidimensional. Os modelos matemáticos foram construídos a partir de radiografia pela técnica do paralelismo de segmento mandibular posterior com todas as estruturas sadias. Foi aplicado 20N em cada uma das cúspides dos dentes e pânticos. De acordo com os autores, aumentar o número de pilares não resolve de maneira suficiente os problemas associados a uma prótese fixa extensa. Quando vários dentes são esplintados, observa-se redução nas tensões e deflexão mesial, mas aumento das tensões na prótese. Se os pilares forem saudáveis, o espaço edêntulo pequeno e os retentores bem desenhados, a prótese fixa será funcional e durável. Flexão excessiva durante a carga oclusal pode ocasionar falha da prótese. Se as

condições que contribuem para a falha da prótese e comprometimento das estruturas orais envolvidas forem compreendidas, é possível planejar um desenho de prótese que garanta um melhor prognóstico. Uma situação clínica comum nos casos de ausência dental é a mesialização dos molares em direção ao espaço edêntulo. Isso ocorre devido ao componente anterior da força oclusal. A prótese fixa faz com que as forças sejam distribuídas de maneira mais favorável, ou seja, direcionada para o longo eixo do dente; quanto maior o número de pilares, maior será esse efeito. Uma maior concentração de tensão foi observada nos conectores das próteses, sugerindo que, quando a PF for mais longa, é melhor utilizar materiais restauradores mais resistentes e rígidos. Perda de suporte ósseo aumenta a tensão máxima na prótese e estruturas de suporte. A força aplicada é maximizada em situações de perda óssea, graças ao maior efeito de alavanca associado a coroas clínicas maiores, o que pode explicar a maior deflexão e concentração de tensões nos modelos com menor suporte ósseo. A longevidade de uma prótese fixa depende mais da qualidade do periodonto do que da sua própria. Além disso, o planejamento oclusal é um pré-requisito muito importante. A PF parece ter um efeito funcional favorável no ligamento periodontal e no suporte ósseo de pilares com altura óssea normal e reduzida. Redução de tensões e deflexão foram observadas nas estruturas de suporte quando pilares foram espiantados em conjunto. Entretanto, o aumento do número de pilares não resulta em redução proporcional das tensões no periodonto.

Magne et al. (Magne *et al.*, 2002) realizaram uma análise pelo método de elementos finitos bidimensional em 2002 em que foram avaliadas as tensões geradas na superfície e interface de próteses fixas parciais adesivas (PFPA) posteriores de 3 elementos confeccionadas com seis tipos diferentes de materiais restauradores. Além disso, também foi avaliada a influência das configurações do preparo na distribuição das tensões. Os pesquisadores utilizaram um modelo numérico de seção mesio-distal de uma PFPA, em que foram representados todas

as estruturas dentais e protéticas. Foram simulados seis diferentes tipos de materiais restauradores: ouro, alumina, zircônia, cerâmica, compósito e fibra de reforço, além de diferentes tipos de preparos. O padrão da distribuição das tensões foi similar para todos os tipos de materiais. Não foi observada nenhuma influência significativa no comportamento da área de pântico. A distribuição das tensões resultantes no complexo dente/restauração é determinada pela geometria e a interface tecido duro/ material restaurador, o que pode explicar o padrão de distribuição de tensões similar observado em todos os materiais, com as áreas mais críticas sendo as áreas de conexão e a porção gengival do pântico. A distribuição das tensões no compósito foi claramente mais favorável do que nos materiais mais densos. O dano efetivo gerado pelas tensões, principalmente as de tração, são relacionados à capacidade do material em resistir à propagação de trincas (resistência à fratura). Os compósitos exibiram menores valores de resistência à fratura, indicando que, sozinhos, não devem ser considerados para a fabricação de PFPA, sendo uma boa alternativa sua associação com fibras de reforço. Um dos grandes problemas dos materiais cerâmicos é sua friabilidade e baixa resiliência. Os materiais restauradores mais densos têm a característica de transferir as tensões para a interface adesiva. Ouro, alumina e zircônia apresentaram tensões significativamente maiores na interface. O único material capaz de produzir compressão uniforme na interface adesiva durante a aplicação de carga é o compósito não reforçado com fibra. Para todos os outros materiais, a característica padrão de tensões apresentada na interface adesiva é de compressão nas paredes horizontais e tração nas verticais. A resiliência pode prevenir o desenvolvimento de tensões prejudiciais à interface adesiva, e o reforço com fibra protege o pântico de esforço excessivo, resultando em melhores condições para resistir às cargas funcionais.

Romeed et al., em 2004 (Romeed *et al.*, 2004), realizaram um estudo com o intuito de investigar o comportamento mecânico de três tipos diferentes de prótese

fixa para substituição do primeiro pré-molar superior: convencional com um pilar mesial e outro distal, com pântico em cantilever voltado para distal e com pântico em cantilever voltado para mesial. Foi utilizada a metodologia de elementos finitos bidimensional para avaliar o deslocamento e a distribuição das tensões sob aplicação de carga, que foi feita de várias formas diferentes, simulando vários momentos da mastigação. O comportamento mecânico da prótese fixa convencional foi mais favorável; o cantilever mesial foi mais favorável que o distal em situações oclusais semelhantes. Os maiores valores de tensão foram observados no conector entre o pântico e o retentor e no ligamento periodontal e osso adjacente do pilar. Segundo os autores, atenção especial deve ser dada no desenho do conector, margem dos pilares e contato prematuro no pântico. A prótese fixa convencional possui a vantagem de reduzir os deslocamentos e tensões geradas com a força mastigatória. Em contrapartida, as próteses fixas em cantilever podem preservar mais estrutura dental dependendo do número de pilares indicados. O desenho da prótese fixa em cantilever depende de vários fatores inter-relacionados. Antecipar a durabilidade da prótese é uma das questões críticas no momento de sua indicação. Se a biomecânica do desenho da prótese for desfavorável, falhas e outras conseqüências indesejáveis podem ocorrer. Daí a importância de os clínicos compreenderem as diferenças de comportamento mecânico nas várias possibilidades protéticas possíveis em uma reabilitação.

Objetivando investigar a interferência da morfologia do pântico e do material utilizado na restauração como critérios para um planejamento eficaz em prótese fixa parcial em cantilever, Eraslan et al. (Eraslan *et al.*, 2005) realizaram um estudo utilizando o método de elementos finitos bidimensional, em que foram construídos quatro modelos simulando primeiro e segundo pré-molares como pilares de próteses fixas em cantilever. O efeito do material restaurador foi avaliado utilizando dois diferentes tipos de prótese, metalocerâmica (liga de Ni-Cr

e cerâmica feldspática) e cerâmica pura (IPS Empress 2). Além disso, duas morfologias de pânticos foram simuladas, pré-molar e molar. A carga, aplicada nas pontas de cúspides, foi de 100N em cada um dos três dentes da prótese, distribuídos em dois nós nos pré-molares e quatro nos molares. A concentração maior de tensão foi observada na área cervical distal do pilar mais próximo do pântico. Modelos com pântico do tipo pré-molar e confeccionados com cerâmica pura foram os que obtiveram os melhores resultados. Apesar disso, os modelos com pântico do tipo molar restaurados com IPS Empress 2 apresentaram valores mais elevados de tensão do que os de metalo-cerâmica. O padrão de distribuição de tensões pode ser diferente dependendo do material e propriedades atribuídas a cada estrutura, além do desenho do próprio modelo utilizado na análise. O design da prótese em cantilever pode ser biomecanicamente destrutivo para a estrutura dental quando mal utilizado. Portanto, o desenho e o material utilizados na prótese são muito importantes por razões mecânicas e para a longevidade da restauração. O efeito das tensões em uma prótese metalo-cerâmica, que consiste em uma liga metálica dúctil em contato com um material friável como a porcelana, é notadamente complexo. Para desenvolver teorias sobre o design de Próteses fixas em cantilever, a distribuição das tensões desses sistemas precisam ser avaliadas. Não é necessário que a força utilizada seja exatamente correspondente à realidade, por que a padronização entre as condições tem sido assegurada em vários estudos e as condições têm sido comparadas qualitativamente entre eles. Chen e Xu (1994) enfatizaram que a relevância dos modelos em elementos finitos está nos valores relativos calculados a partir da distribuição das tensões. Quando o pântico sofre uma carga oclusal, o pilar adjacente tende a agir como fulcro, tendendo ao pilar mais distante. Para minimizar esse efeito de alavanca, o pântico deve ser mantido tão pequeno quanto possível, de dimensões mais próximas de um pré-molar. Evitar pânticos com dimensão mesio-distal maiores que as de um pré-molar.

PROPOSIÇÃO

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de tensões em prótese fixa com extensão em cantilever utilizando o método de elementos finitos. Após definida a dimensão do pântico (segundo pré-molar: 8,4 mm; primeiro molar: 10,8 mm), foram comparados os tipos de prótese (número e localização de dentes pilares) e tipo de carregamento oclusal.

A. Ausência do Segundo Pré-Molar:

1. Tipos de próteses – número e localização de dentes pilares:

- Primeiro pré-molar e primeiro molar (modelo convencional de prótese fixa)
- Primeiro molar e segundo molar.
- Canino e primeiro pré-molar.
- Primeiro molar.
- Primeiro pré-molar.

2. Carregamento Oclusal:

- Oclusão Normal.
- Contato prematuro no pântico na crista marginal mais próximo do conector primário (conector protético mais próximo do pântico em cantilever).
- Contato prematuro no pântico na crista marginal mais distante do conector primário.

B. Ausência do Primeiro Molar:

1. Tipos de próteses – número e localização de dentes pilares:

- Segundo pré-molar e segundo molar (modelo convencional de prótese fixa).
- Segundo molar e terceiro molar.
- Primeiro pré-molar e segundo pré-molar.

- Segundo molar.
- Segundo pré-molar.

2. Carregamento oclusal:

- Oclusão Normal.
- Contato prematuro no pântico na crista marginal mais próximo do conector primário.
- Contato prematuro no pântico na crista marginal mais distante do conector primário.

METODOLOGIA CIENTÍFICA

4. METODOLOGIA CIENTÍFICA

Modelos matemáticos bidimensionais representando uma seção mesio-distal de hemi-arcada superior (canino a terceiro molar) foram desenhados variando o tipo de pântico, tipo de prótese e o número de pilares envolvidos. Este estudo foi realizado em três etapas distintas: 1. Obtenção dos elementos dentais e montagem do protótipo experimental; 2. Confecção do modelo numérico representativo do modelo laboratorial utilizando o software Mechanical Desktop AutoCAD V14 (Solid ED, V14, UGS, Tecknic LPY, USA) e 3. Análises qualitativa e quantitativa das tensões observadas nos modelos matemáticos digitais mediante aplicação de carga utilizando o software ANSYS 9.0 (Ansys Inc., Houston, USA). Estas etapas serão descritas detalhadamente a seguir.

4.1. Construção do Modelo Laboratorial:

Nessa primeira etapa um protótipo laboratorial foi construído utilizando dentes humanos naturais hígidos.

A. Seleção dos dentes humanos: Foram coletados 3 caninos, 4 primeiros pré-molares, 6 segundos pré-molares, 4 primeiros molares, 6 segundos molares e 8 terceiros molares humanos, todos superiores, obtidos a partir de exodontias indicadas devido a problemas periodontais ou necessidade ortodôntica, com consentimento prévio do paciente, confirmado com assinatura de termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética e pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (Protocolo Registro CEP/UFU: 006/07). Os dentes foram medidos com paquímetro digital (Mytutoyo, Tokyo, Japão) em 6 diferentes regiões para definir o critério de inclusão no estudo: D1- distância entre o ápice radicular e o limite incisal (caninos) ou ponta de cúspide vestibular (pré-

molares e molares); D2- distância do ápice radicular até o limite amelo-cementário na face vestibular; D3- dimensão méso-distal da porção radicular na altura do limite amelo-cementário; D4- dimensão vestibulo-lingual da porção radicular na altura do limite amelo-cementário; D5- dimensão da coroa no sentido vestibulo-lingual; D6- dimensão da coroa no sentido mesio-distal (Figura 1). Estas medidas foram transferidas para planilha do programa Excel (Microsoft, USA) para obtenção do cálculo das médias de cada dimensão. Um exemplar de cada elemento dental foi selecionado, obedecendo ao critério de maior proximidade das dimensões aferidas e compatibilidade dimensional com os demais dentes (Figura 3B). Os demais foram descartados como lixo hospitalar, não sendo empregados em outra pesquisa. Os dentes foram limpos com curetas periodontais e submetidos à profilaxia com pedra pomes e água e então armazenados em um frasco identificado em solução aquosa tamponada de Timol a 0,2% à 37°C.

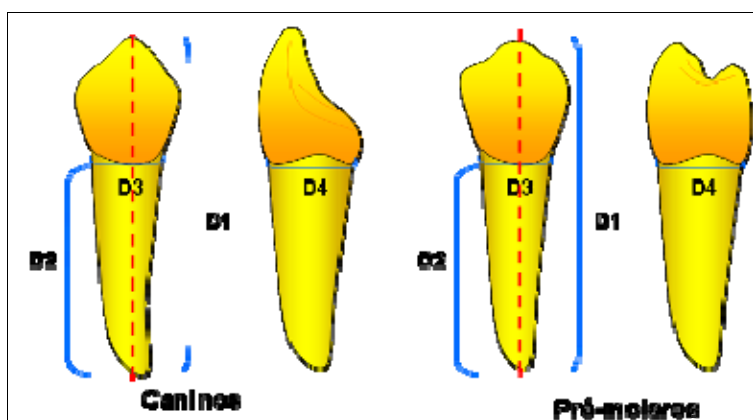


Figura 1. Características dimensionais observadas na seleção dos dentes coletados. Linha tracejada representando alinhamento dental. Dimensões D1 a D4.

B. Inclusão dos dentes: Os dentes foram posteriormente incluídos em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brazil), simulando o espaço do ligamento

periodontal, de acordo com Soares et al. (Soares *et al.*, 2005) (Figura 2). Os dentes foram demarcados com grafite distando 2,0 mm apicalmente do limite amelocementário (Figura 3A e B) e a porção radicular recoberta com cera utilidade com espessura 0,3 mm (Figura 4A). Os dentes foram, então, posicionados sobre uma lâmina de cera rosa tipo 7 (Jet Classic, São Paulo, SP, Brazil) (Figura 4B) de forma que as cúspides vestibulares de todos ficassem alinhadas (Figura 4C). O conjunto de dentes foi unido pelas coroas com cera pegajosa, conservando a posição pré-estabelecida (Figura 4D) e fixado à haste de um delineador protético (Figura 5A e B). Um orifício central acompanhando a posição dos dentes foi feito em uma película radiográfica (Figura 5C), a qual foi posicionada sobre uma matriz metálica, com 25,0 mm de altura, 18,0 mm de espessura e 20,0 mm de largura, sendo os dentes inseridos nas perfurações da película e fixados com cera pegajosa, para que todo o orifício fosse vedado (Figura 5D). Esse conjunto (dentes e película) foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, em vasilhame de plástico perfurado, permanecendo com as raízes voltadas para cima e as coroas dentro da perfuração do vasilhame (Figura 6B, C e D). A matriz metálica isolada com vaselina foi posicionada ao redor dos dentes e a junção externa com a película foi vedada com cera pegajosa. A resina de poliestireno auto-polimerizável (Cristal, Piracicaba, SP, Brazil) foi manipulada, acrescida de 1% em peso de óxido de zinco (SSWhite, Rio de Janeiro, Brasil), sendo vertida no interior da matriz (Figura 6A). O acréscimo de óxido de zinco objetivou o aumento da radiopacidade do material, possibilitando análise radiográfica do contorno da resina sem comprometer a visualização das estruturas dentais incluídas. Decorridas 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da matriz e os dentes removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de água quente (Figura 7A), sendo posteriormente fixados nos alvéolos com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, USA) (Figura 7B e C).

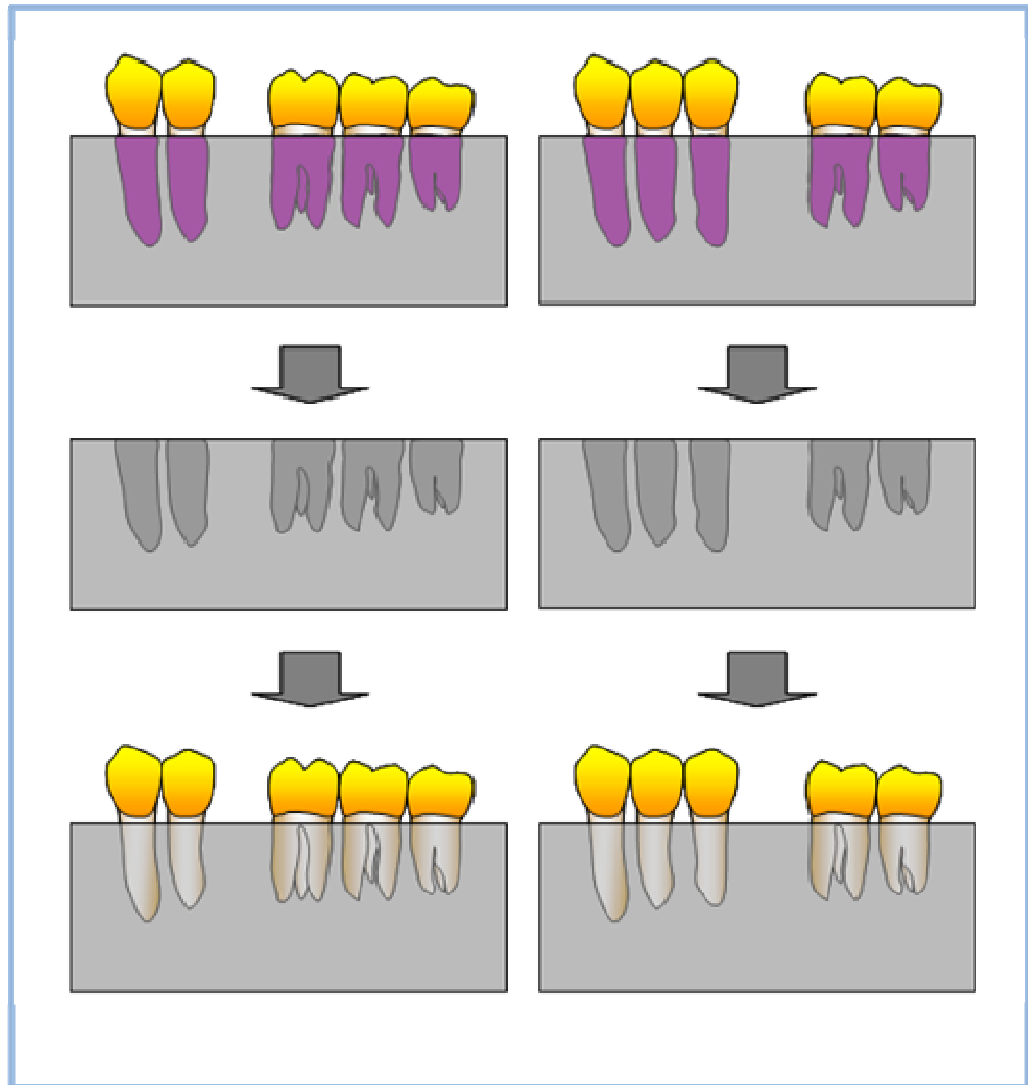


Figura 2. Esquema demonstrando processo de inclusão dos dentes em resina de poliestireno acrescida de 1% de óxido de zinco.



Figura 3. Seleção dos dentes. **A.** Demarcação realizada nos dentes com grafite, 2,0 mm apicalmente ao limite amelocementário para referenciar obtenção das dimensões; **B.** Dentes selecionados para confecção do modelo experimental.



Figura 4. Preparação e alinhamento dos dentes para inclusão; **A.** Porção radicular dos dentes recoberta com cera utilidade com espessura 0,3 mm; **B.** Posicionamento dos dentes utilizando-se cera rosa tipo 7; **C.** Vista oclusal da posição dos dentes, mostrando o alinhamento das cúspides vestibulares. **D.** Conjunto de dentes unido pelas coroas com cera pegajosa, mantendo a posição pré-estabelecida.

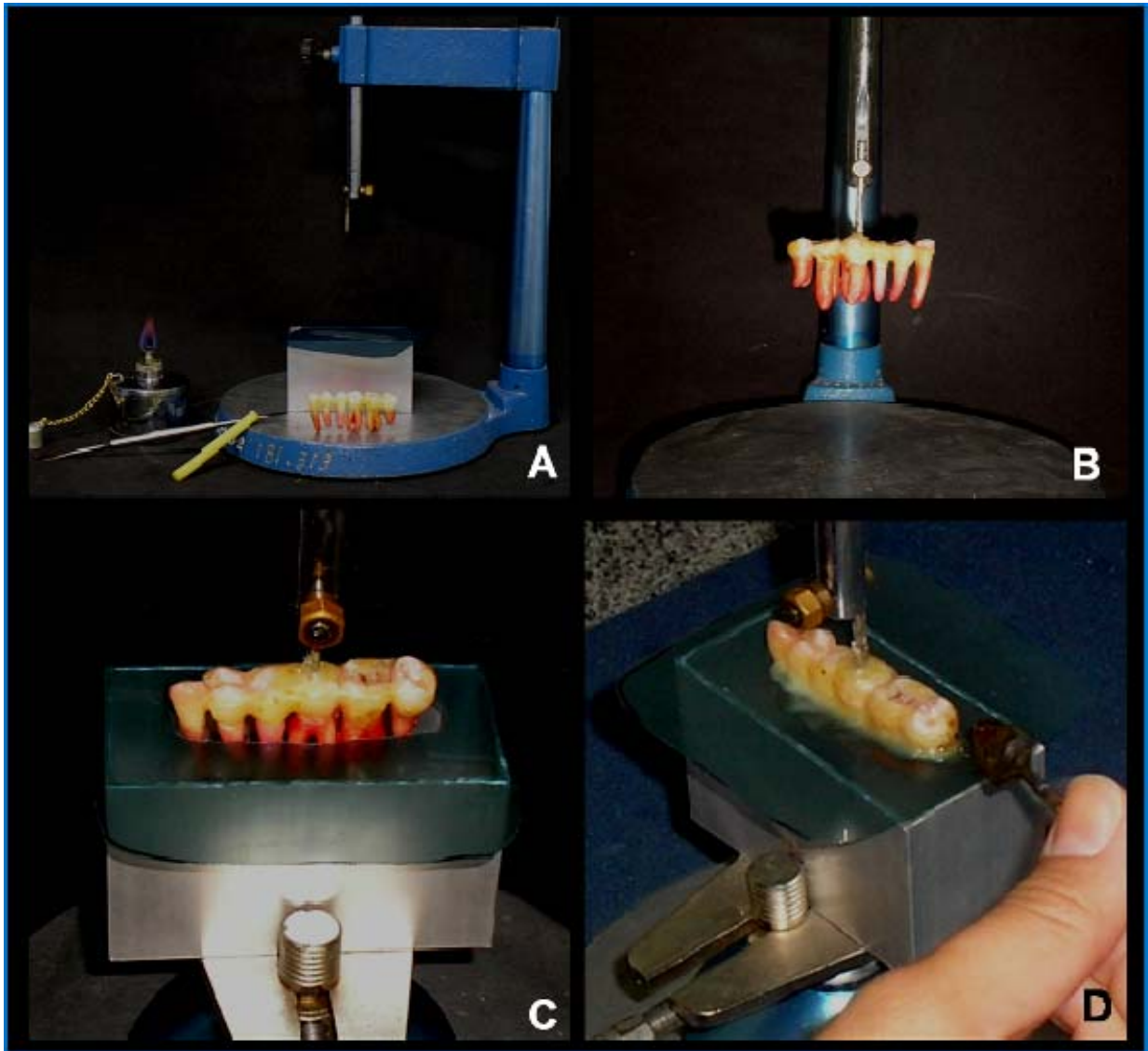


Figura 5. Posicionamento dos dentes na inclusão: **A.** Utilização de delineador protético para manter a posição do conjunto dos dentes estável; **B.** Fixação dos dentes na haste do delineador com cera pegajosa, com as coroas tangenciando o mesmo plano horizontal; **C.** Posicionamento da película radiográfica acompanhando a posição dos dentes, adaptada sobre a matriz metálica; **D.** Orifício vedado com cera pegajosa.



Figura 6. Inclusão dos dentes em resina: **A.** Acréscimo de 1% de óxido de zinco à resina de poliestireno; **B.** Visão lateral da matriz metálica adaptada ao recipiente plástico perfurado; **C.** Vista das raízes dos dentes no interior da matriz de inclusão; **D.** Resina vertida no interior da matriz.

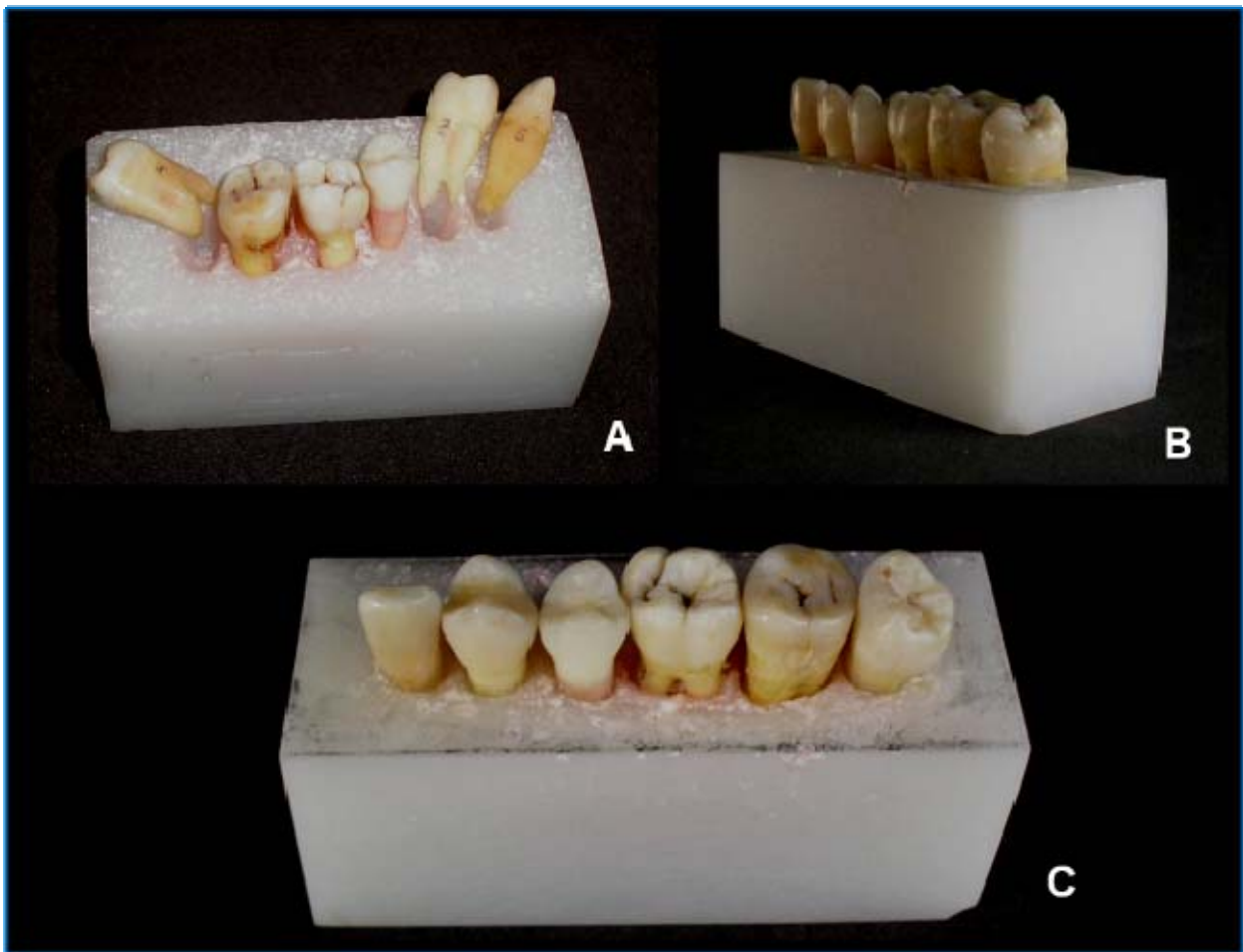


Figura 7. Modelo real concluído. **A.** Dentes removidos dos alvéolos artificiais para limpeza com jato de água quente; **B.** Vista lateral do modelo com os dentes fixados aos alvéolos; **C.** Vista superior do modelo real com alinhamento dos dentes.

C. Tomada radiográfica e digitalização da imagem: o modelo pronto foi radiografado (Figura 8A) à distância aproximada de 15 cm, por 0,6 segundos, a 70Kvp e 10mA, utilizando filme radiográfico oclusal (Kodak, Rochester, New York). A radiografia foi digitalizada com máquina digital (DSC-T100, Sony, Japão) sem uso de flash e com máxima capacidade (8,1 mp) e a imagem utilizada como referência para desenho das estruturas constituintes no plano (Figura 8B). A

imagem radiográfica foi utilizada para a representação de todas as estruturas dentais (esmalte, dentina e polpa), o espaço do ligamento periodontal (criado no momento da inclusão dos dentes), e os limites do bloco de resina, feita com a utilização de software Office PowerPoint (Microsoft, USA) (Figura 8C).

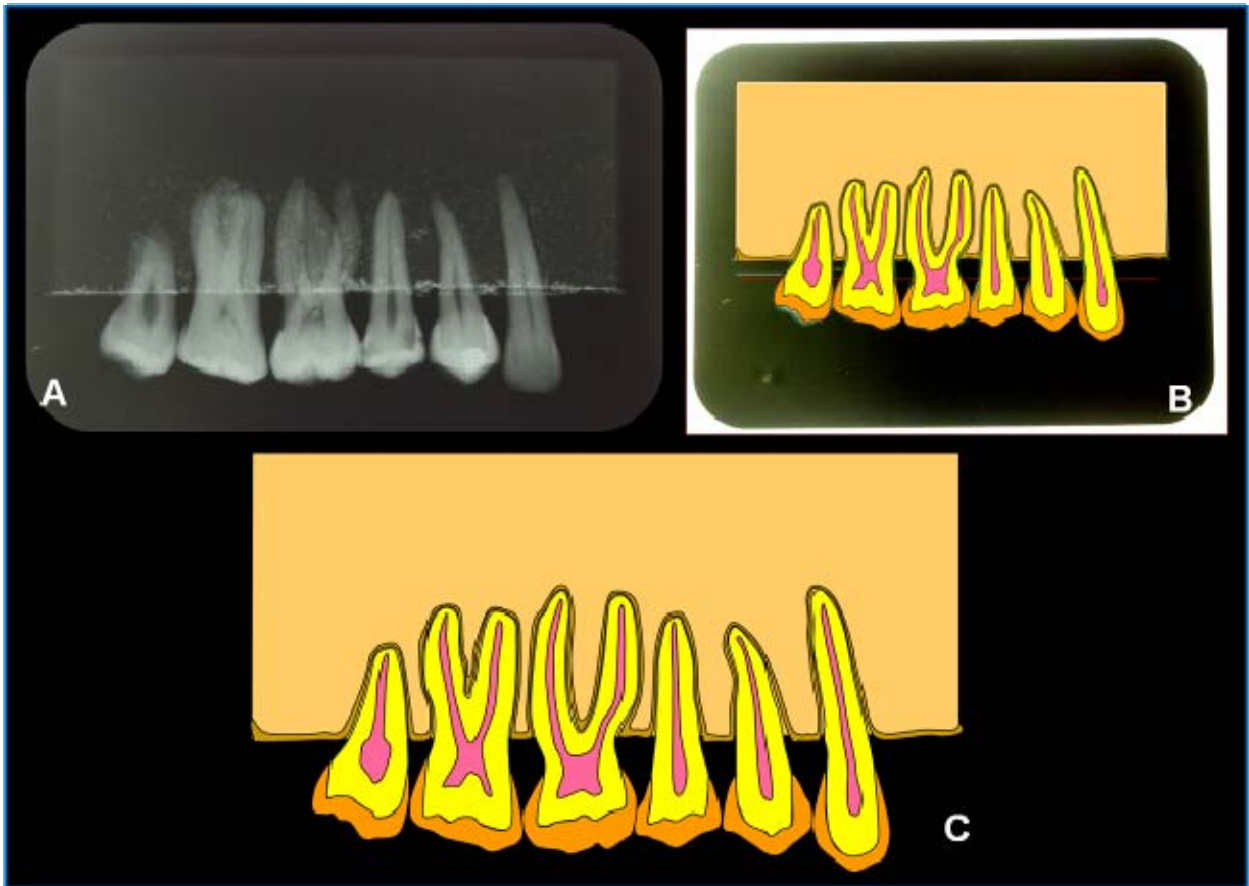


Figura 8. Criação do desenho digital: **A.** Imagem radiográfica do modelo laboratorial, mostrando todas as estruturas dentais e a resina de inclusão; **B.** Desenho realizado a partir do modelo laboratorial; **C.** Modelo a ser exportado para o programa Mechanical Desktop AutoCAD.

4.2 Geração do Modelo Virtual

Criação de modelo virtual de dentes hígidos: A imagem criada no Microsoft Office PowerPoint foi exportada na extensão *.TIFF para programa de CAD (Autodesk Mechanical Desktop 6; Autodesk Inc, San Rafael, Calif) (Figura 9A) mantendo as dimensões do modelo laboratorial. Os contornos externos e internos de cada estrutura foram gerados por meio de pontos e linhas neste programa. Foram criados arquivos digitais simulando todas as estruturas: esmalte, dentina e polpa, ligamento periodontal, osso cortical (na espessura uniforme de 0,5 mm) e osso medular (região restante do bloco de resina) (Figura 9B).

Criação de modelo virtual de referência com dentes preparados e restaurados com coroas metalo-cerâmicas: A partir desse modelo, foi criado um segundo, em que foram simulados preparos protéticos padronizados para coroas metalocerâmicas em todos os dentes (Figura 10), criando a linha de cimento fosfato de zinco (0,07 mm), o coping metálico (0,5 mm) e a cerâmica (1,2 mm), com o contorno coronário externo idêntico ao dos dentes hígidos (Figura 9C).

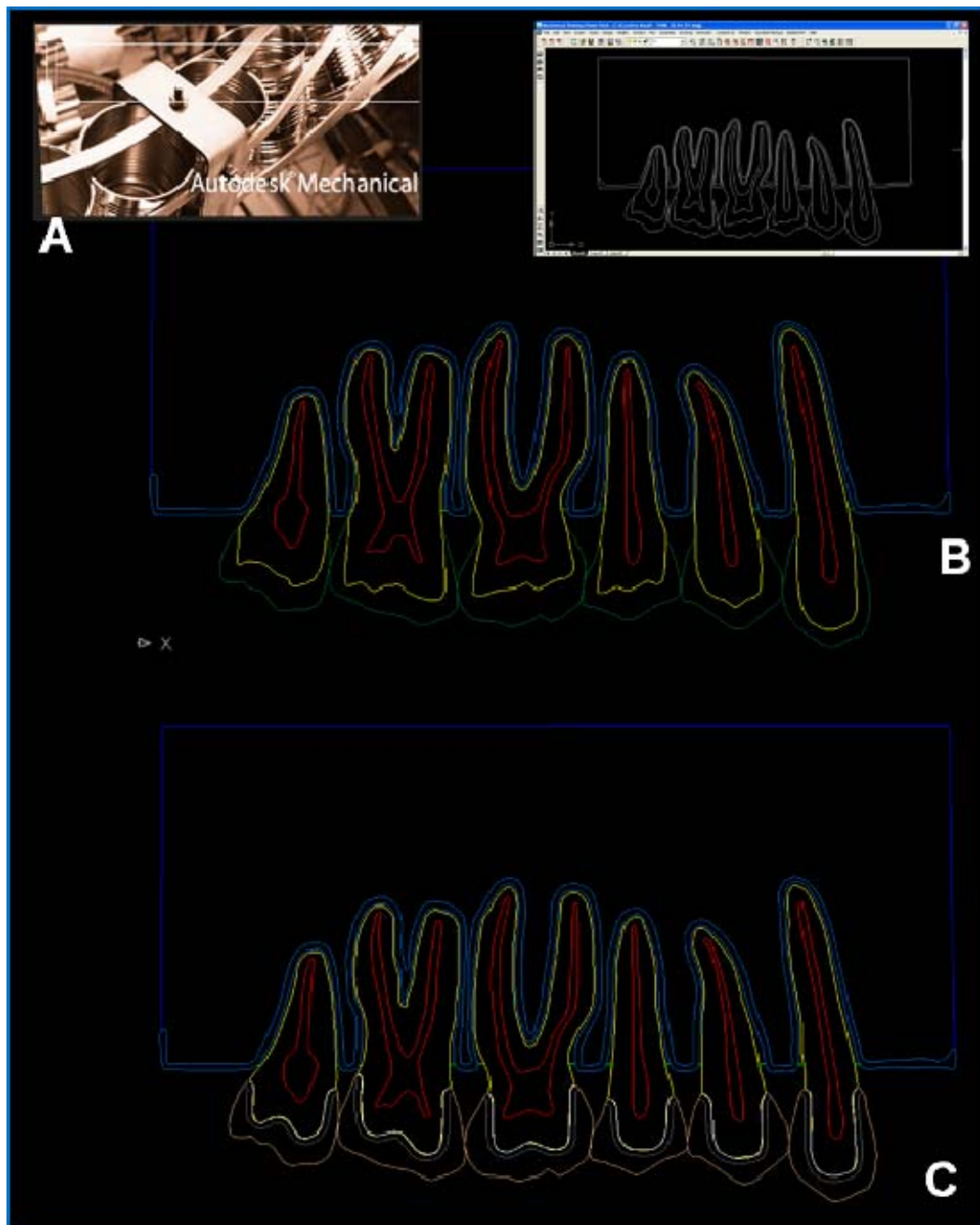


Figura 9. Criação do modelo virtual com preparos: **A.** Software Mechanical Desktop AutoCAD, utilizado para a criação do desenho; **B.** Modelo virtual composto por dentes hígidos. **C.** Modelo virtual com desenho dos preparos protéticos padronizados para coroas metalocerâmicas em todos os dentes, linha de cimento para fosfato de zinco, coping metálico e cerâmica.

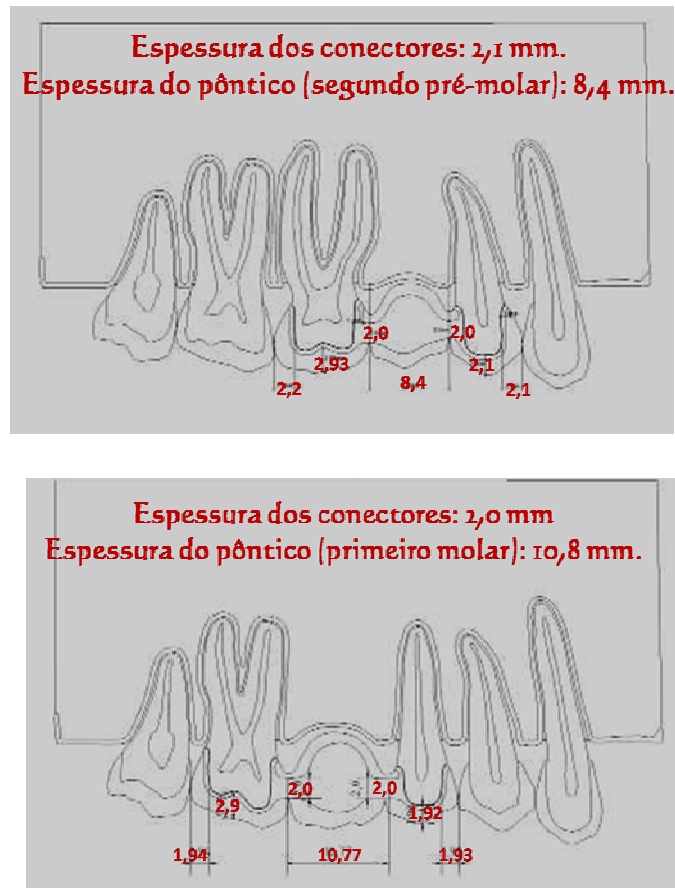


Figura 10. Contornos originais dos grupos P-p1/m1 e M-m2/p2, desenvolvidos a partir de imagem radiográfica, indicando as dimensões (mm) do espaço edêntulo, do desgaste para os preparos e da altura dos conectores.

Criação dos modelos numéricos de cada grupo experimental: A partir destes dois modelos, foi construída a diferenciação dos grupos experimentais quanto a dois fatores em estudo - tipo de prótese e tipo de pântico - apresentado na Figura 11 e Tabela 1.

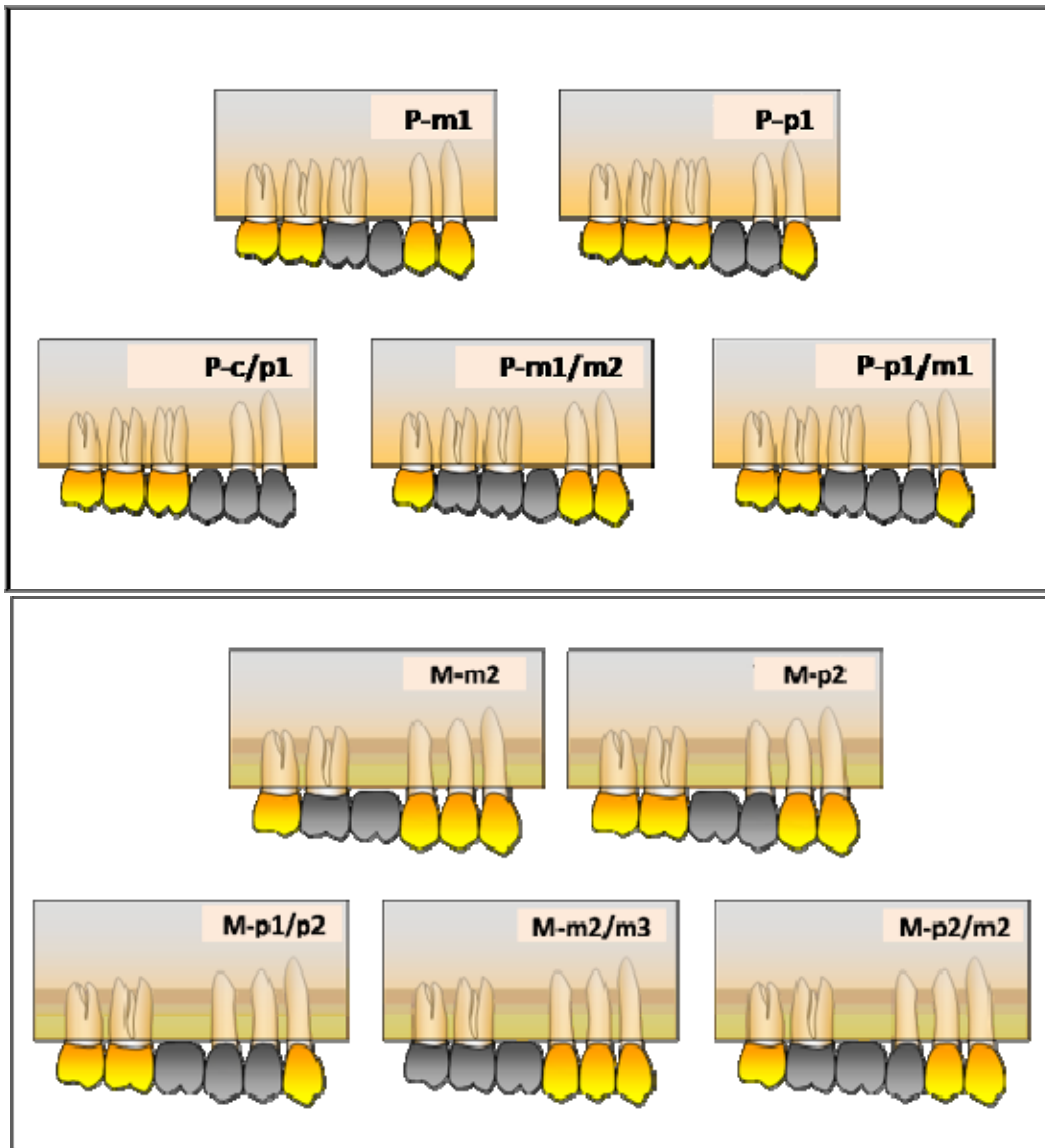


Figura 11. Representação esquemática dos grupos experimentais. As letras maiúsculas representam o dente que corresponde aos pilares (PM para segundo pré-molar e M para primeiro molar). As letras minúsculas representam os dentes pilares de cada um dos grupos (c para canino, p1 para primeiro pré-molar, p2 para segundo pré-molar, m1 para primeiro molar, m2 para segundo molar e m3 para terceiro molar).

Tabela 1. Descrição dos grupos experimentais quanto ao fator de estudo - tipo de prótese.

Grupos	Dentes Pilares	Descrição	Número de Elementos	Número de Nós
P-p1	1º PM	Prótese fixa com pântico em cantilever anterior no dente 15 e pilar no dente 14.	98.156	296.621
P-p1/c	1º PM – C	Prótese fixa com pântico em cantilever posterior no dente 15 e pilares nos dentes 14 e 13.	170.835	512.158
P-m1	1º M	Prótese fixa com pântico em cantilever posterior no dente 15 e pilares nos dentes 16.	93.199	279.326
P-m1/m2	1º M – 2º M	Prótese fixa com pântico em cantilever anterior no dente 15 e pilares nos dentes 16 e 17.	174.863	543.865
P-m1/p1	1º PM – 1º M	Prótese fixa convencional de 3 elementos com pântico no dente 15 e pilares nos dentes 14 e 16.	156.422	469.012
M-p2	2º PM	Prótese fixa com pântico em cantilever posterior no dente 16 e pilares nos dentes 14 e 15.	250915	754530
M-p1/p2	1º PM – 2º PM	Prótese fixa com pântico em cantilever posterior no dente 16 e pilares nos dentes 14 e 15.	106754	321919

M-m2	2° M	Prótese fixa com pântico em cantilever anterior no dente 16 e pilar no dente 17.	244507	771342
M-m2/m3	2° M – 3° M	Prótese fixa com pântico em cantilever anterior no dente 16 e pilares nos dentes 17 e 18.	202473	610464
M-m2/p2	2° PM – 2° M	Prótese fixa convencional de 3 elementos com pântico no dente 16 e pilares nos dentes 15 e 17.	244209	735910

P- pântico em pré-molar; *M*- pântico é um molar.

4.3. Ensaio numérico de elementos finitos:

Após a diferenciação dos grupos quanto ao tipo de prótese e tipo de pântico, cada imagem foi exportada separadamente com a extensão *.IGES (Initial Graphics Exchange Specification) para o software ANSYS 9.0 (Ansys Inc., Houston, USA). Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados. Estas três etapas são comumente apresentadas como: pré-processamento, processamento e pós-processamento (Figura 12).



Figura 12: Representação esquemática das etapas da análise por MEF.

A. Pré-processamento:

A.1 Definição do modelo experimental: Inicialmente, a geometria, o comportamento mecânico e as propriedades dos materiais empregados na construção do modelo foram definidos. A imagem da amostra (extensão *.IGES) foi importada para o software Ansys 10.0 (Figura 13A). Primeiramente foi feita a definição dos modelos experimentais por meio da geração das áreas correspondentes a cada estrutura (Figura 13 B e C).

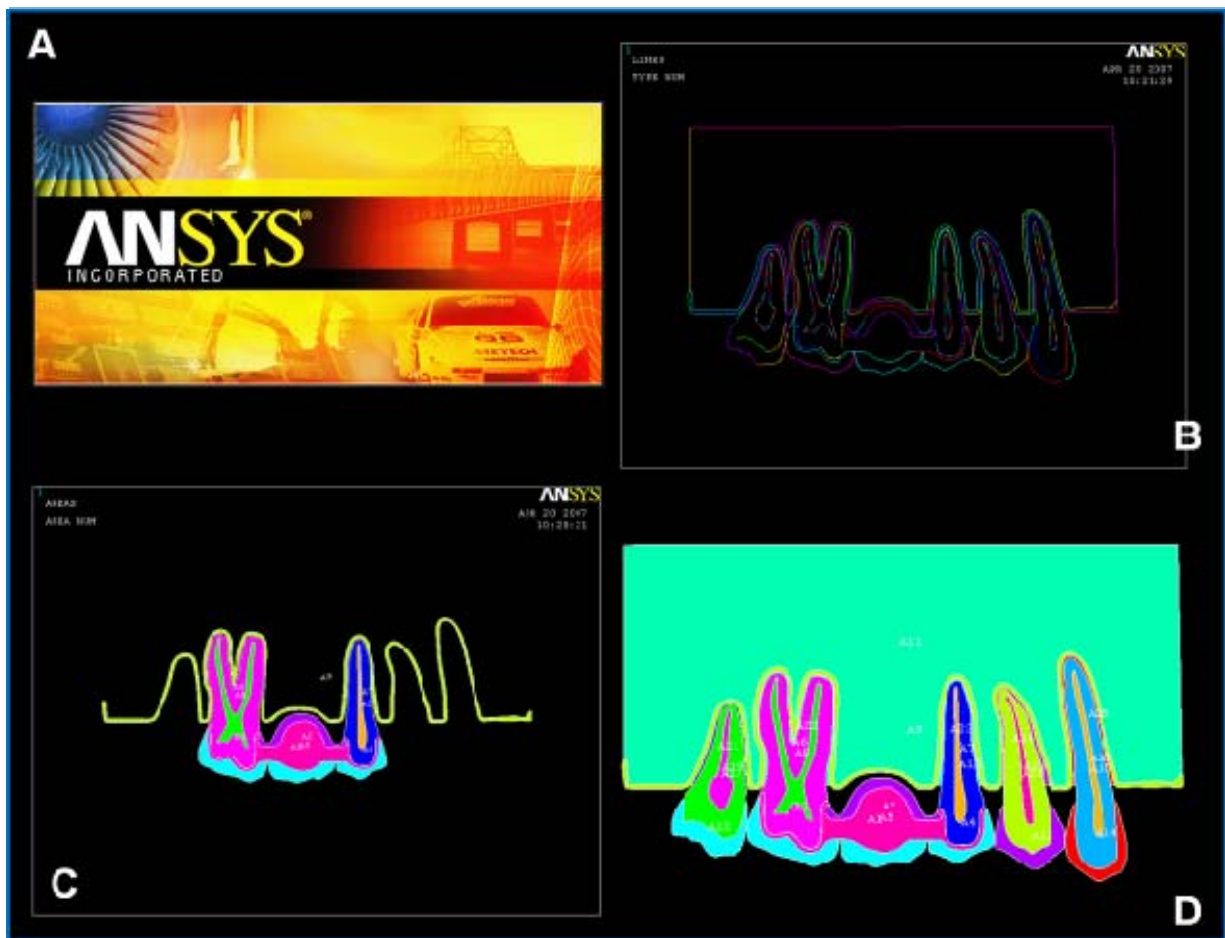


Figura 13. Definição do modelo experimental: **A.** O ensaio por elementos finitos foi feito no software Ansys 10.0; **B.** A imagem importada com a extensão *.IGES; **C.** Criação das áreas das estruturas que compõem o modelo; **D.** Modelo bidimensional finalizado.

A.2 Definição das propriedades mecânicas: Posteriormente, foi determinado o comportamento mecânico e as propriedades das estruturas e materiais constituintes. As propriedades mecânicas de cada estrutura e dos materiais, obtidas por meio de revisão da literatura (Tabelas 2 e 3), foram inseridas no programa. As estruturas e materiais foram considerados homogêneos (que não apresentam falhas em suas estruturas), linear-elásticos (que se comportam dentro

do regime elástico) e de comportamento isotrópico (que apresentam resposta mecânica semelhante em todas as direções), com exceção da estrutura óssea cortical e medular, consideradas homogêneas, linear-elásticas e ortotrópicas (que apresentam propriedades mecânicas iguais em duas direções e diferentes em uma terceira). Por este motivo, apenas duas propriedades foram necessárias para caracterizar as estruturas de esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal, liga metálica, cerâmica feldspática e cimento fosfato de zinco: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Tabela 2), sendo que, no osso cortical e medular, foi utilizado, além dessas propriedades, o módulo de cisalhamento (Tabela 3).

Tabela 2. Propriedades mecânicas empregadas no ensaio de elementos finitos.

Estrutura / Material restaurador	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referência
Esmalte	84100	0.33	(Zarone <i>et al.</i> , 2005)
Dentina	18600	0.32	(Lanza <i>et al.</i> , 2005; Zarone <i>et al.</i> , 2005)
Polpa	2	0.45	(Ersoz, 2000)
Ligamento Periodontal	68,9	0.45	(Holmes <i>et al.</i> , 1996)
Cimento Fosfato de Zinco	22000	0.35	(Lanza <i>et al.</i> , 2005)
Liga Ni-Cr	203600	0.30	(Suansuwan & Swain, 2001)
Cerâmica Feldspática	64700	0.20	(Suansuwan & Swain, 2001)

Tabela 3. Propriedades mecânicas empregadas no ensaio de elementos finitos para a estrutura óssea cortical e esponjosa.

Estrutura	Módulo elasticidade (E)	Módulo Cisalhamento (G)	Coefficiente Poisson (ν)	Referência
Osso Medular	$E_x = 1148$	$G_{xy} = 68$	$\nu_{xy} = 0,05$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)
Osso Medular	$E_y = 210$	$G_{yz} = 68$	$\nu_{yz} = 0,01$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)
Osso Medular	$E_z = 1148$	$G_{xz} = 434$	$\nu_{xz} = 0,32$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)
Osso Cortical	$E_x = 12600$	$G_{xy} = 4850$	$\nu_{xy} = 0,30$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)
Osso Cortical	$E_y = 12600$	$G_{yz} = 5700$	$\nu_{yz} = 0,25$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)
Osso Cortical	$E_z = 19400$	$G_{xz} = 5700$	$\nu_{xz} = 0,25$	(O'Mahony <i>et al.</i> , 2001)

A.3 Malhagem do modelo: Em seguida, a discretização do modelo foi processada, ou seja, a estrutura foi dividida em um número finito de elemento (Figura 14), idéia principal do MEF. Os modelos aqui expressos foram malhados empregando elementos tetraedros de 8 nós e 3 graus de liberdade por nó (PLANE 183). Todos os modelos passaram por refinamento da malha, garantindo elementos menores e uma malha mais homogênea.

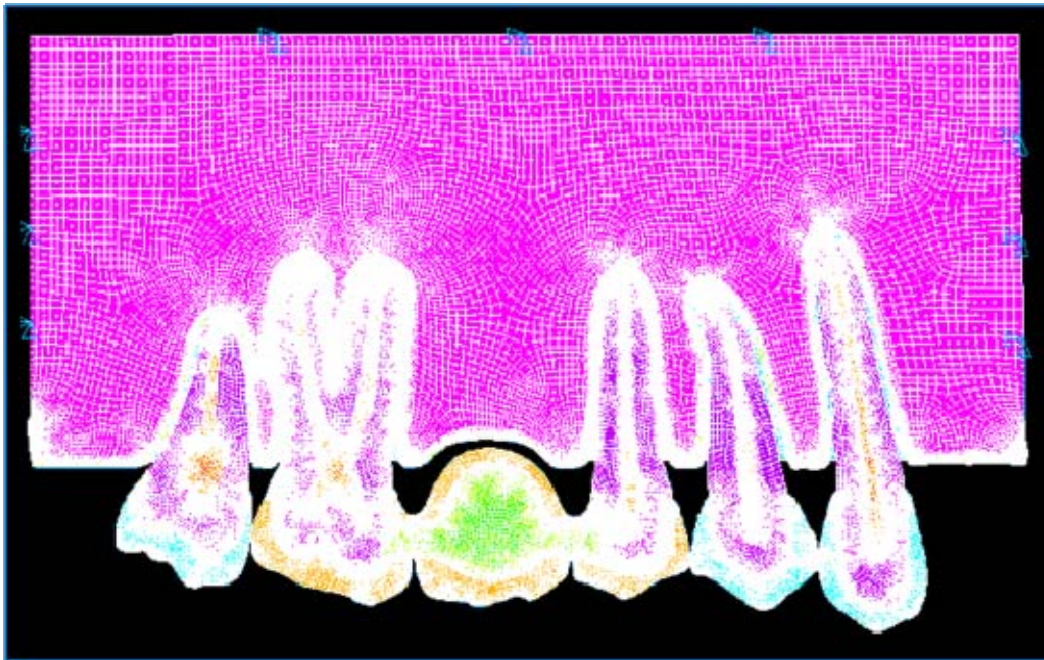


Figura 14. Divisão do modelo em um número finito de elementos – malhagem ou discretização.

A.4 Condições de Contorno: Concluindo o processo de modelagem, as condições de contorno estrutural foram aplicadas, basicamente: restrições ao deslocamento de parte da estrutura e definição das forças aplicadas (carregamento) (Figura 15A).

A.4.1 Restrição ao deslocamento: Os modelos receberam restrição de deslocamento na extremidade superior e nas laterais para evitar movimentação no momento de aplicação de carga (Figura 15B).

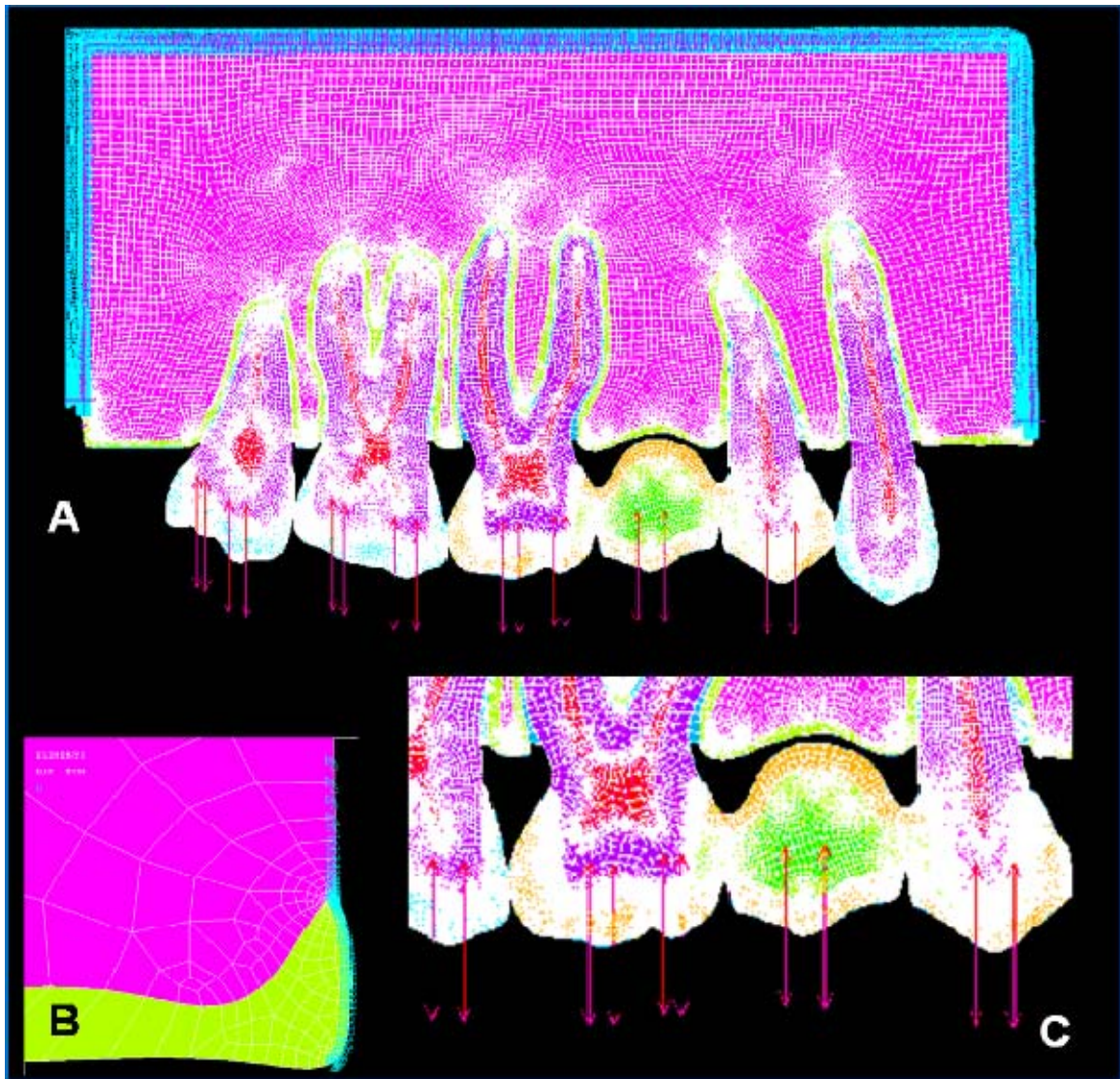


Figura 15. Condições de contorno. **A.** Modelo com restrição de deslocamento e carga aplicada nos dentes 15, 16 e 17; **B.** Detalhe da restrição do deslocamento na extremidade de união do osso medular com o cortical; **C.** Detalhe da aplicação de carga em vários nós de cada dente, de forma a garantir distribuição da força no longo eixo dos dentes.

A.4.2 Aplicação de carga: O carregamento foi definido de duas maneiras: carga oclusal normal e contato prematuro.

Oclusão Normal: Foram simuladas condições normais de oclusão, de forma que as forças mastigatórias incidissem no longo eixo dos dentes com carregamento distribuído de maneira fisiológica. Foi aplicada carga referente a 5% da carga mastigatória fisiológica para cada dente (Tabela 4), o que corresponde a aproximadamente 16 N em cada pré-molar e 32 N em cada um dos molares, sempre dividida pelo número de nós em que a carga foi aplicada (dois nós laterais a cada ponta de cúspide) (Figura 15C). Nos caninos não foi aplicada nenhuma força, considerando que esse grupo não participa dos contatos em oclusão cêntrica.

Tabela 4. Forças oclusais relativas a cada grupo dental; Craig, 2004).

Grupo Dental	Força Oclusal Fisiológica	Cargas Consideradas	5% da Força
Pré-Molares	300 N	300 N	16 N
Molares	400 – 800 N	600 N	32 N

Contato prematuro: Nas condições de contato prematuro a carga muscular mastigatória direcionada para todos os dentes foi incidida somente no pântico, em dois pontos específicos: um na crista marginal mesial e outro na crista marginal distal. Da mesma maneira que na oclusão normal, apenas 5% da carga mastigatória fisiológica foi considerada. A força resultante aplicada foi o equivalente a 128 N (32 N para cada molar e 16 N para cada pré-molar), sendo aplicada em um único nó, representando o momento inicial do contato prematuro.

B. Processamento:

Depois de criado o modelo, o processamento numérico das informações contidas no mesmo foi realizado, onde o problema estrutural foi solucionado computacionalmente. Foi realizada análise estrutural em estado plano de tensões.

C. Pós-Processamento:

No pós-processamento o resultado da análise estrutural foi plotado, especificando deslocamentos, tensões e deformações da estrutura. A análise da distribuição de tensões foi realizada de duas maneiras complementares por meio do critério de von Mises: 1) análise qualitativa, feita por meio da avaliação das imagens plotadas dos resultados (Figura 16), e 2) análise quantitativa, realizada a partir dos gráficos das tensões em duas linhas selecionadas em cada um dos desenhos, a linha A, localizada a cerca de 2 mm da crista cortical, idêntica em todos os grupos, e a linha B, coincidente com a região dos pânticos das próteses e, portanto, individualizada para cada grupo (Figura 17).

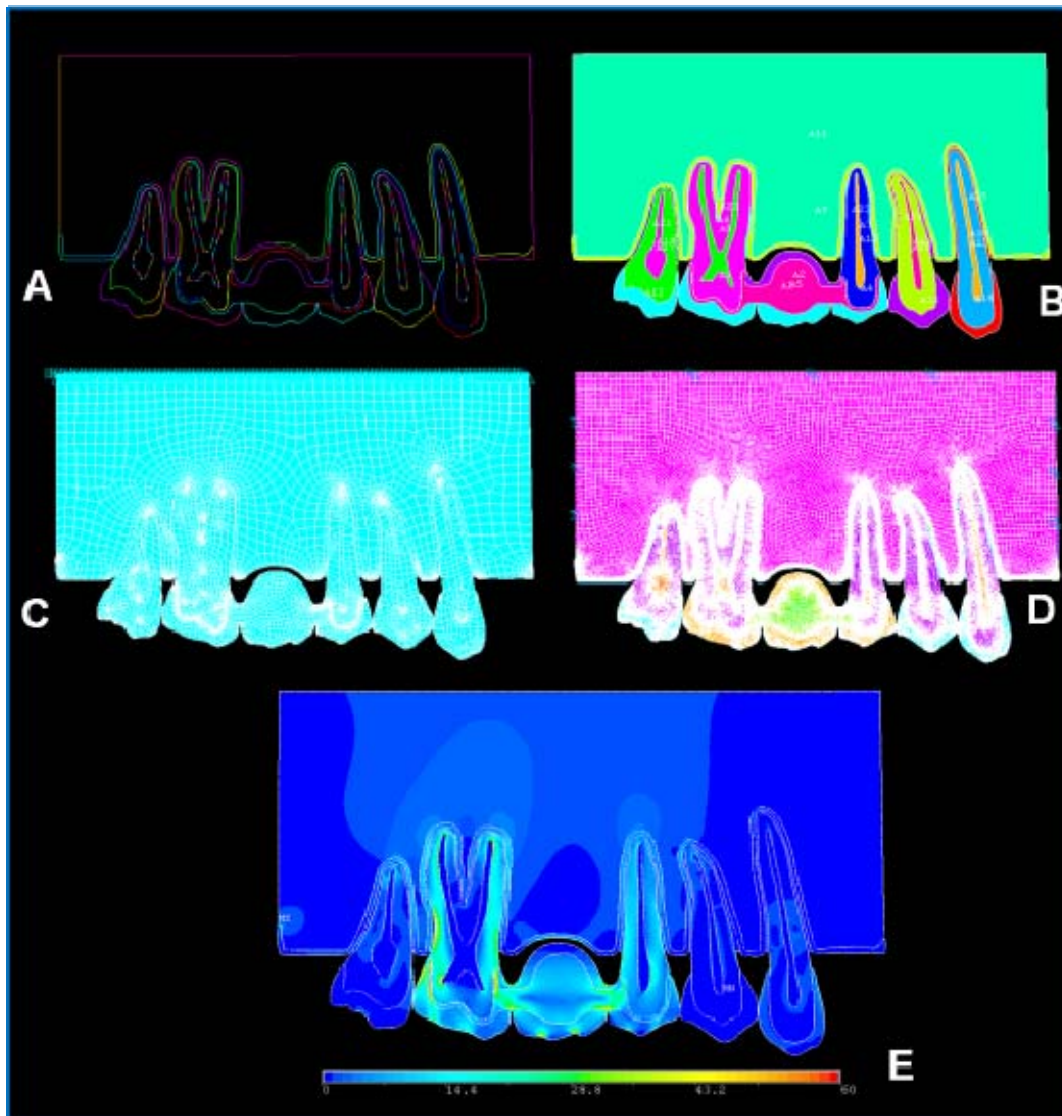


Figura 16. Análise das tensões: **A.** Linhas exportadas do software Mechanical AutoCAD; **B.** Áreas formadas a partir das linhas; **C.** Malhagem realizada de acordo com as propriedades mecânicas de cada estrutura; **D.** Definição das condições de contorno; restrição de movimento nas faces laterais e base do modelo e aplicação do carregamento; **E.** Tensões geradas (critério de Von Mises).



Figura 17. Representação da localização dos traçados das linhas A e B.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

As regiões críticas para análise das tensões são a cortical óssea e a estrutura radicular dos dentes pilares e os conectores das próteses, pois são as áreas em que houve maior concentração das tensões (CT) em todos os grupos, conforme observado nas figuras e gráficos. Para melhor entendimento, os resultados serão apresentados de acordo com o tipo de pântico, segundo pré-molar ou primeiro molar. A análise qualitativa dos resultados, baseada na observação das imagens plotadas, foi feita em associação à análise quantitativa dos valores obtidos a partir da linha A. Em seguida, foi feita a análise quantitativa dos resultados numéricos de tensão da linha B.

1. Pântico em segundo pré-molar:

1.A. LINHA A:

1.A.a. Carregamento oclusal normal:

A figura 18 apresenta a distribuição das tensões em todos os grupos com pântico em pré-molar e carregamento oclusal normal. A análise qualitativa dos modelos demonstrou que P-p1/m1 foi o que apresentou melhor distribuição das tensões em todas as estruturas. As maiores CT na estrutura radicular dos retentores mais próximos da prótese foram observadas nos modelos que apresentam apenas um pilar (P-m1 e P-p1). Os modelos com dois pilares (P-m1/m2 e P-p1/c) apresentaram CT menor na raiz dos pilares mais próximos, mas tensão também nos segundos pilares das próteses; nesses grupos a CT foi maior na estrutura cerâmica das próteses. Os conectores primários (conectores mais próximos do pântico) das próteses em cantilever apresentaram-se de forma semelhante em todos os grupos. Entretanto, no conector secundário de P-m1/m2 houve maior CT do que no primário, enquanto que em P-p1/c ocorreu exatamente o contrário.

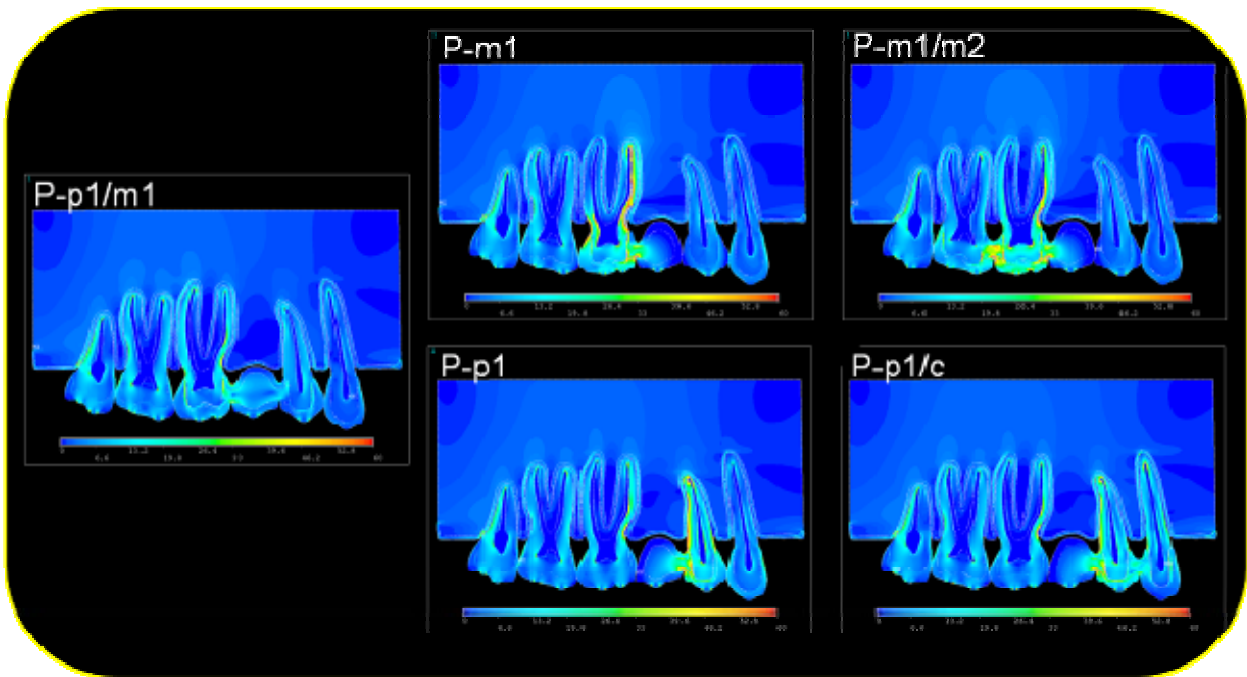


Figura 18. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em pré-molar e carregamento oclusal normal.

No gráfico 1 (G1) foi feita a análise comparativa entre os cinco modelos com pântico em pré-molar e sob carregamento oclusal normal. O ponto 23, que se localiza na parte radicular mesial do primeiro molar, foi o que apresentou os maiores valores de tensão em todos os grupos, especialmente nos grupos em que os molares são os retentores (P-m1= 54,5 MPa e P-m1/m2= 50,7 MPa). Nos grupos P-p1 e P-p1/c o ponto 23 também apresentou valores elevados de tensão; entretanto, este fato também ocorreu no modelo P-p1/m1 (prótese fixa convencional) e no de dentes hígidos (Figura 19), demonstrando que a anatomia cervical mesial do primeiro molar é um importante fator na determinação das tensões.

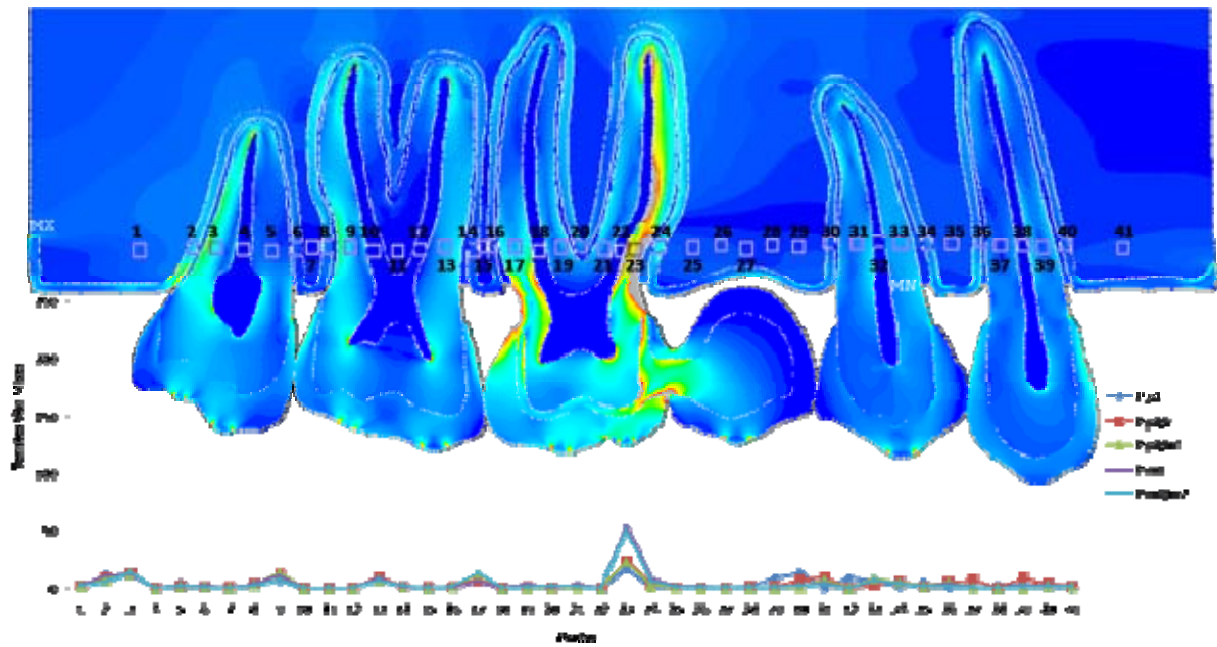


Gráfico 1. Gráfico comparativo entre os cinco modelos com pântico em pré-molar e sob carregamento oclusal normal.

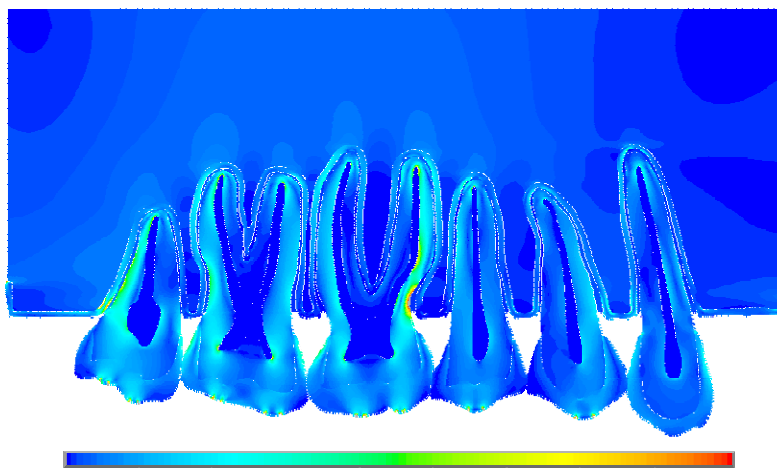


Figura 19. Tensões de Von Mises no modelo de dentes hígidos com carregamento oclusal normal.

1.A.b. Contato prematuro:

- *Contato Prematuro próximo ao conector primário:*

No contato prematuro localizado na aresta do pântico mais próxima do conector (Figura 20), as próteses em cantilever com apenas um pilar apresentaram as maiores CT na estrutura do pilar correspondente. Comparadas a essas, as próteses com dois pilares apresentam menor CT no primeiro pilar, enquanto que, no segundo, ocorre o contrário, sendo a CT maior. Observa-se que, na comparação entre as próteses com um e dois pilares, a tábua óssea cortical do primeiro pilar apresenta maior CT em P-m1 e P-p1, enquanto que, na cerâmica, a CT ocorreu em uma maior extensão em P-m1/m2 e P-p1/c.

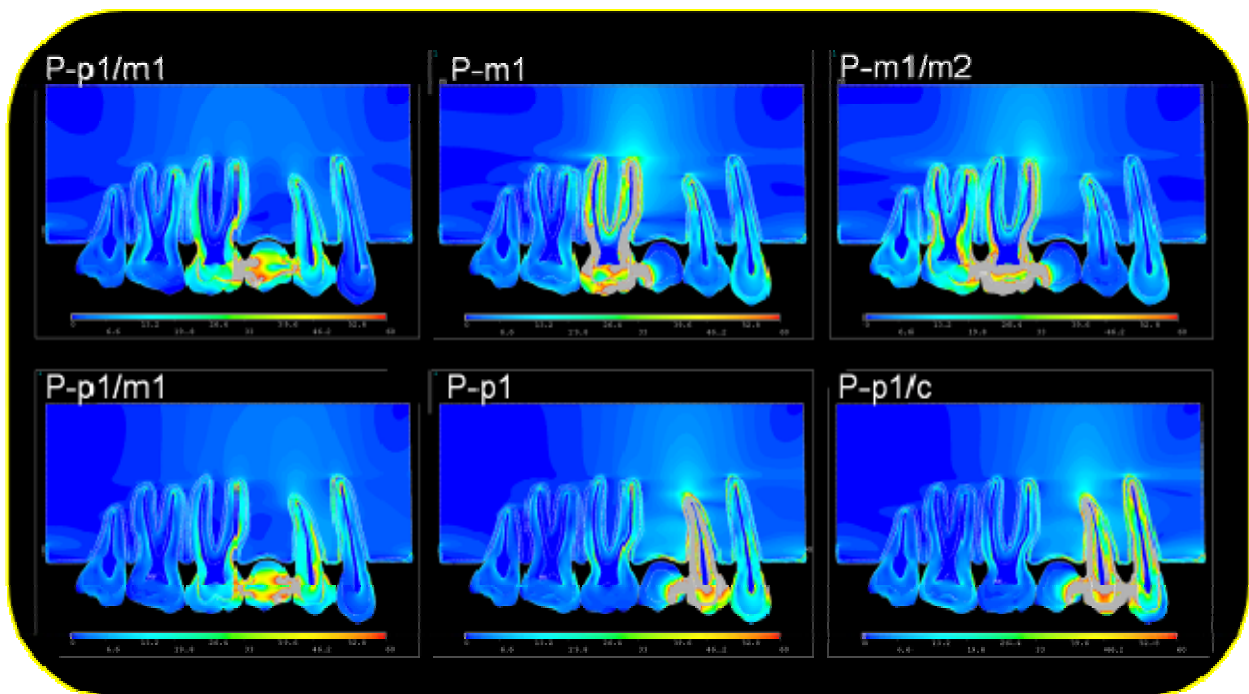


Figura 20. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em pré-molar e contato prematuro próximo do conector primário.

O gráfico 2 (G2) representa a linha A nos modelos com pântico em pré-molar e contato prematuro mais próximo do conector primário. Os pontos mais notáveis de acúmulo de tensão foram os 9, 17, 20, 23, 30, 31, 33 e 39. Isso mostra que o comportamento mecânico dos pilares foi semelhante, pois os pontos 23 (raiz mesial do primeiro molar) e 31 (região distal da raiz do primeiro pré-molar), mais próximos do conector primário das próteses nos modelos P-m1 e P-p1, respectivamente, apresentaram os maiores valores de CT (23= 218,81 MPa e 31= 66,27 MPa). O ponto 30 representa a crista óssea cortical distal do primeiro pré-molar, e apresentou maior CT quando este elemento dental foi utilizado como pilar da prótese (P-p1 e P-p1/c). Isso não ocorreu no ponto 24 (crista óssea cortical mesial do primeiro molar) nos modelos P-m1 e P-m1/m2, provavelmente devido à anatomia mesial desta raiz, o que favorece o acúmulo de tensões na porção radicular, e não na crista óssea. Os pontos 17, localizado na raiz distal do primeiro molar, e 33, localizado na região radicular mesial do primeiro pré-molar, apresentaram valores semelhantes de tensão nos modelos P-m1 (17= 57,71 MPa) e P-p1 (33= 56,81 MPa), respectivamente. Quando um segundo retentor foi incluído na prótese (P-m1/m2 e P-p1/c), esses valores foram reduzidos (17= 40,32 MPa e 33= 18,14 MPa), entretanto, em uma maior proporção no ponto 33. Inversamente, as tensões se estenderam para os pontos 9 (P-m1= 2,06 MPa; P-m1/m2= 15,09 MPa) e 39 (P-p1= 5,58 MPa; P-p1/c= 62,17 MPa), localizados na raiz distal do segundo molar e na região mesial da raiz do canino, em uma maior proporção no 39. O ponto 20, localizado na região de furca do primeiro molar, apresentou valores mais elevados de tensão em P-m1 (20= 34,29 MPa), pois representa o ponto de fulcro desse modelo. Com o envolvimento de mais um retentor (P-m1/m2), os valores nesse ponto foram reduzidos (20= 7,33 MPa), o que representa a modificação do ponto de fulcro.

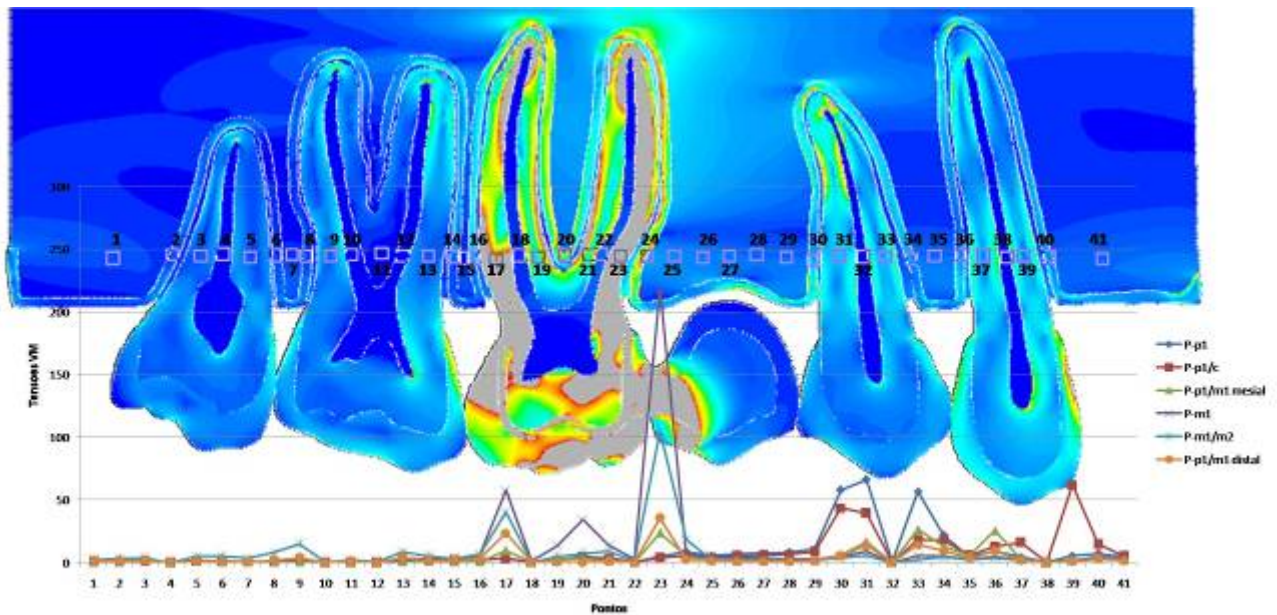


Gráfico 2. Análise comparativa entre os cinco modelos com pântico em pré-molar e sob contato prematuro mais próximo do conector primário.

- *Contato Prematuro distante do conector primário:*

No contato prematuro na aresta do pântico mais distante do conector (Figura 21), a distribuição de tensões foi semelhante ao contato prematuro mais próximo do conector (Gráfico 3). Entretanto, observa-se na figura 21 que as tensões se estendem por áreas maiores e atingindo maiores valores. Da mesma maneira, os gráficos se comportaram de forma similar, ou seja, os mesmos pontos sofreram alteração das tensões com a modificação dos modelos, mas atingindo valores mais elevados. A tabela 5 apresenta os valores das tensões máximas obtidas nos pontos selecionados da linha A. Pode-se observar que os maiores valores de tensão apresentados em todos os pontos estão nos grupos com contato prematuro distante do conector, com exceção do ponto 39 no grupo P-p1/c, cuja maior tensão foi observada com contato prematuro próximo do conector.

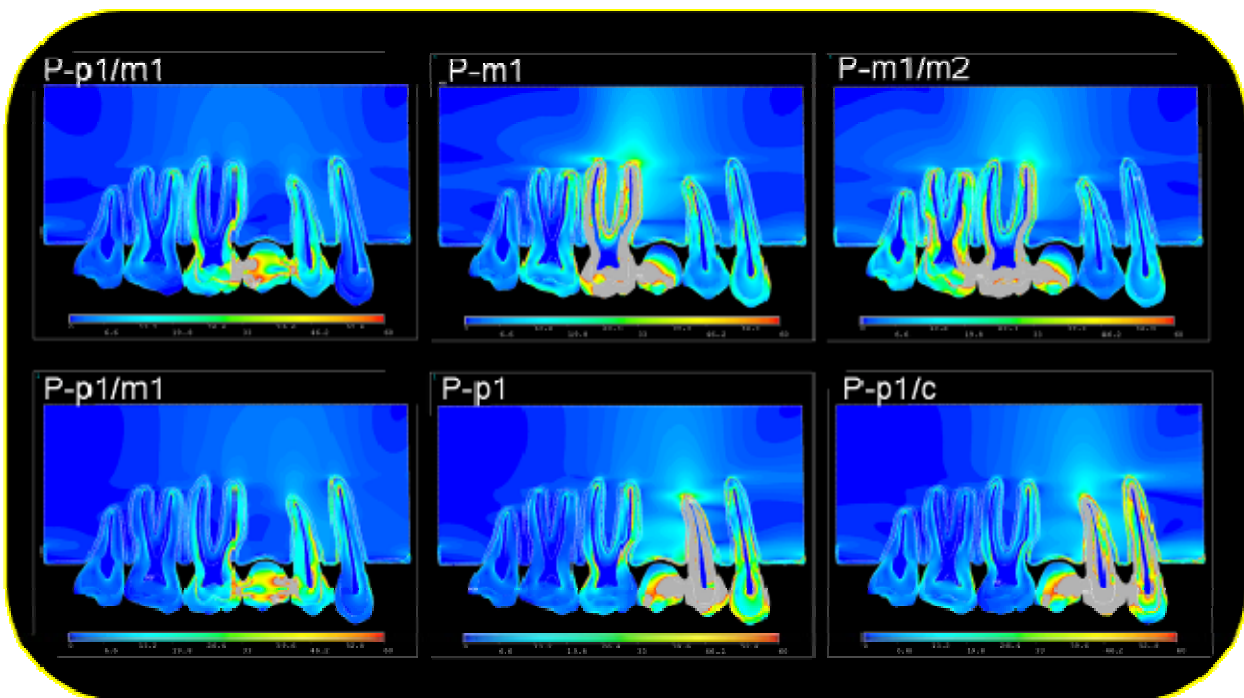


Figura 21. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em pré-molar e contato prematuro distante do conector primário.

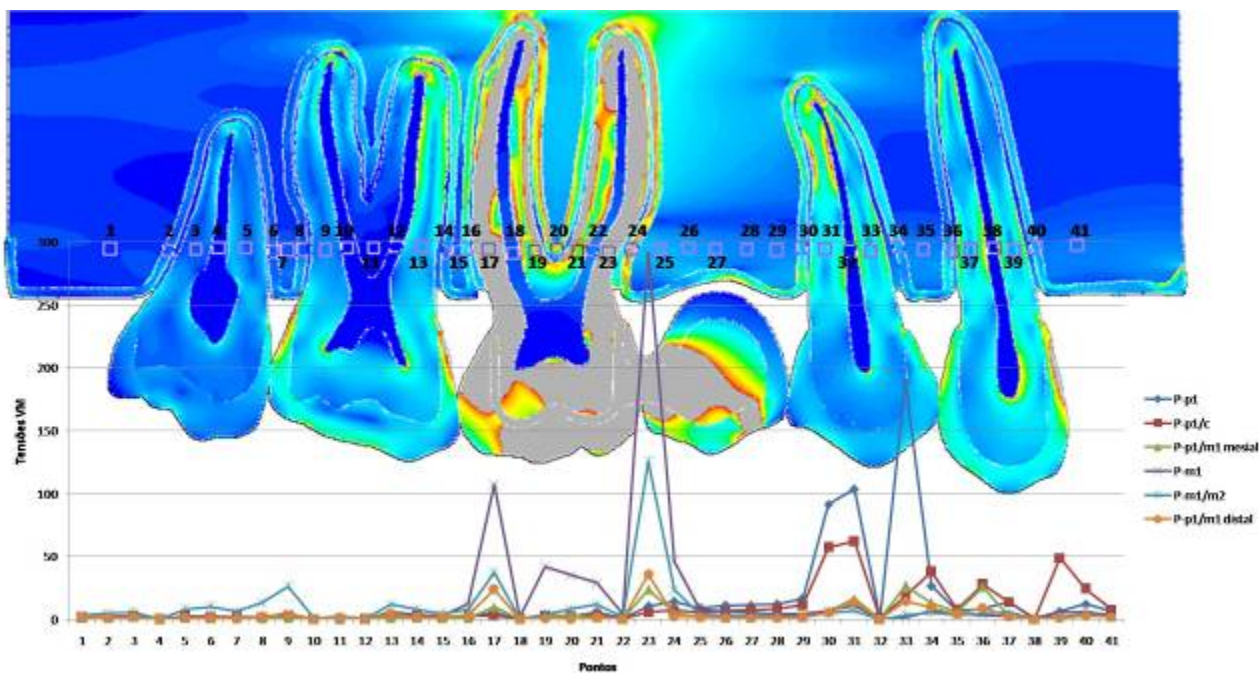


Gráfico 3. Análise comparativa entre os cinco modelos com pântico em pré-molar e sob contato prematuro distante do conector primário.

Tabela 5. Valores de tensão nos pontos selecionados na linha A dos modelos com pântico em pré-molar variando o tipo de oclusão.

TIPO DE OCLUSÃO	MODELOS	Valores das tensões em MPa nos pontos selecionados							
		9	17	20	23	30	31	33	39
Oclusão Normal	P-p1	6,96	7,12	0,86	16,64	12,58	0,11	5,83	2,55
	P-p1/c	11,15	7,02	0,83	23,07	7,02	8,56	3,52	8,42
	P-m1	10,37	5,89	0,29	54,45	1,79	4,28	6,74	1,24
	P-m1/m2	7,08	12,88	2,11	50,70	1,91	3,22	6,74	0,73
	P-m1/p1	13,03	11,42	0,36	21,88	0,65	6,58	7,55	0,57
Contato prematuro próximo do retentor primário	P-p1	2,14	3,73	3,82	5,19	58,10	66,28	56,81	5,58
	P-p1/c	2,56	3,08	5,13	3,80	43,67	39,37	18,14	62,17
	P-m1	2,06	57,71	34,30	218,81	4,72	8,94	5,60	1,70
	P-m1/m2	15,10	40,32	7,36	104,55	3,94	5,79	2,37	2,16
	P-m1/p1- mesial	0,82	9,76	3,46	23,82	6,39	16,49	26,66	1,82
	P-m1/p1- distal	3,80	23,63	0,10	35,53	5,28	13,79	14,42	0,89
Contato prematuro distante do retentor primário	P-p1	2,47	5,89	2,48	10,67	91,50	103,50	188,87	6,13
	P-p1/c	2,46	2,92	2,68	5,78	57,11	61,91	18,50	48,76
	P-m1	4,64	107,17	35,14	291,73	6,83	10,81	1,23	5,23
	P-m1/m2	26,34	37,44	8,32	125,58	4,86	6,90	3,39	2,04
	P-p1/m1- mesial	0,82	9,76	3,46	23,82	6,39	16,49	26,66	1,82
	P-p1/m1- distal	3,80	23,63	0,10	35,53	5,28	13,79	14,42	0,89

1.B. LINHA B:

Os gráficos 4, 5, 6, 7 e 8 apresentam os resultados comparativos das tensões de cada grupo na linha coincidente com o centro dos conectores das próteses (Linha B).

- P-p1: o modelo P-p1 está representado no gráfico 4 sob as três formas de carregamento. Em geral, as tensões na prótese foram maiores durante o contato prematuro distante do conector primário, sendo os maiores valores encontrados nos pontos 23 e 27, localizados na infra-estrutura metálica. O ponto 23 apresenta valores maiores que o 27, devido à proximidade do conector e da aplicação de carga. A tabela 6 apresenta os valores das tensões em pontos selecionados do gráfico nos três tipos de carregamento.

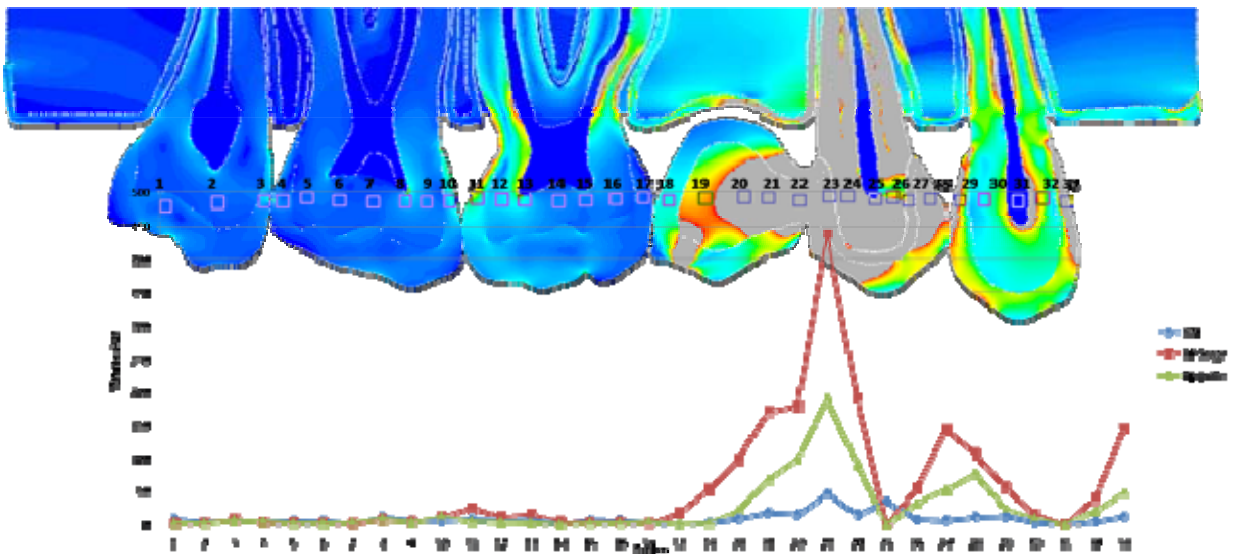


Gráfico 4. Tensões na linha B presentes no modelo P-p1 nos três tipos de carregamento.

Tabela 6. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo P-p1.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	18	22	23	26	27
Oclusão Normal	0,48	16,59	47,28	8,35	7,25
Contato Prematuro Próximo	2,02	100,15	190,9	33,86	52,99
Contato Prematuro Distante	17,93	179,60	439,18	54,59	143,37

- P-p1/c: o modelo P-p1/c está representado no gráfico 5, também sob as três formas de carregamento. Os maiores valores foram observados durante o contato prematuro distante do conector primário nos pontos 22, 23, 26, 28, 29 e 30. O ponto 22 localiza-se no meio do conector primário, o 23 na linha de cimentação distal do primeiro pré-molar, o 26 na dentina mesial do preparo do primeiro pré-molar e os pontos 28, 29 e 30 no conector secundário da prótese. O ponto 35 está localizado na linha de cimentação mesial do canino, e teve o maior valor de tensão durante o contato prematuro próximo do conector primário.

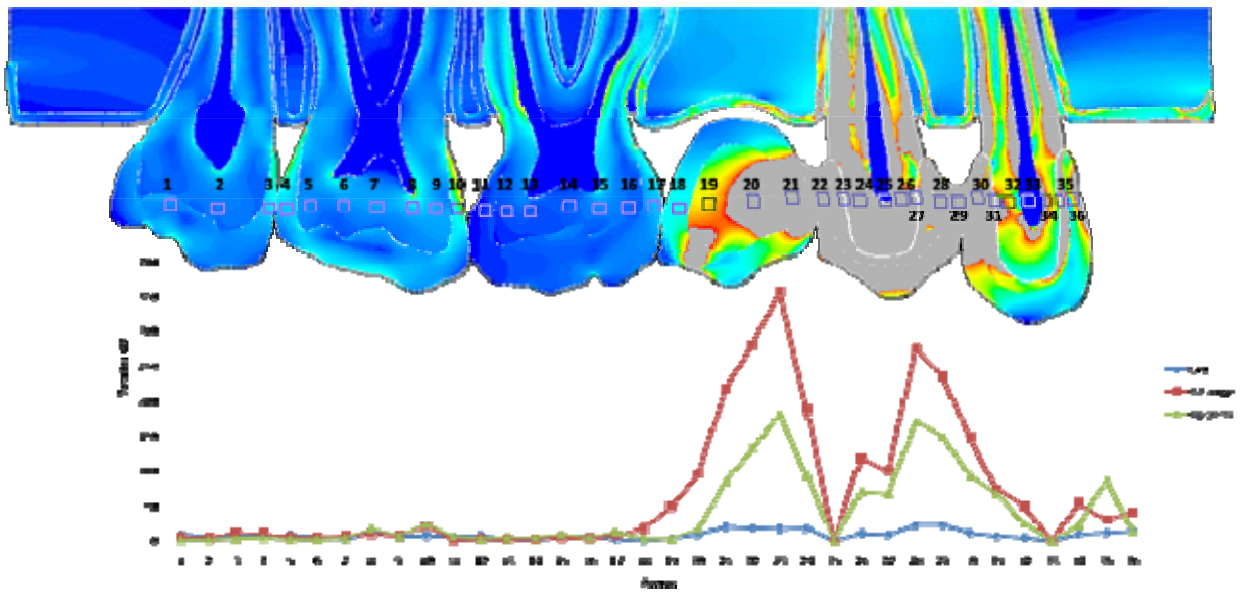


Gráfico 5. Tensões na linha B presentes no modelo P-p1/c nos três tipos de carregamento.

Tabela 7. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo P-p1/c.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	22	23	26	29	35
Oclusão Normal	17,73	16,66	10,08	22,01	11,17
Contato Prematuro Próximo	132,19	181,01	70,22	149,54	14,48
Contato Prematuro Distante	281,18	357,52	118,58	235,02	29,85

- P-m1: o modelo P-m1 está representado no gráfico 6, sob as três formas de carregamento. Os maiores valores de tensão foram encontrados nos pontos 11, 15, 16, 17 e 18 durante o contato prematuro distante do conector primário. O ponto 11 está localizado na parte de cerâmica da região distal

da prótese. O ponto 15 corresponde à dentina mesial do preparo do primeiro molar, o 16 à linha de cimentação mesial, 17 no meio do conector primário, e o 18 dentro da infra-estrutura metálica do pêntico suspenso.

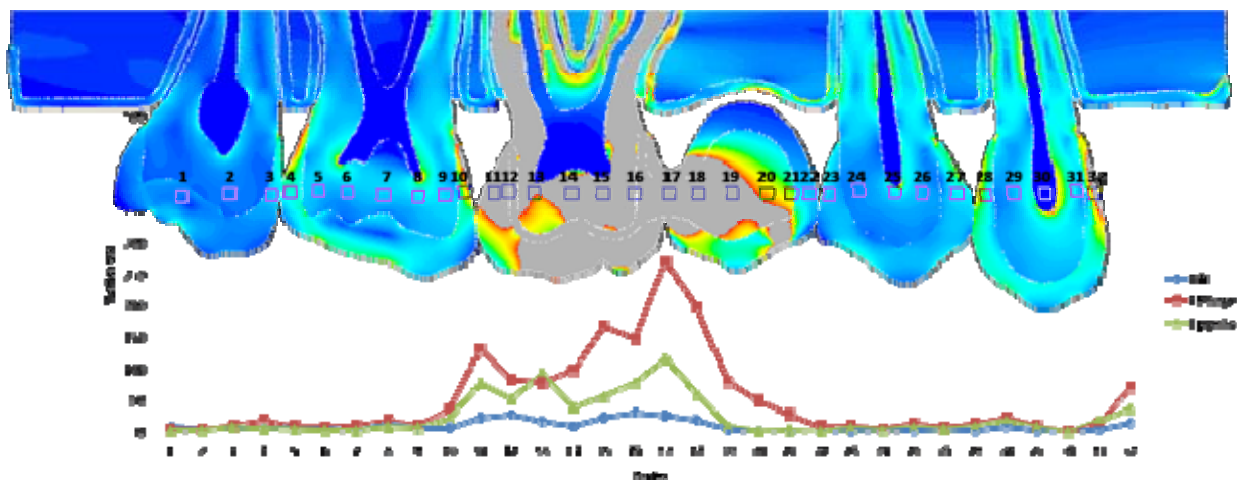


Gráfico 6. Tensões na linha B presentes no modelo P-m1 nos três tipos de carregamento.

Tabela 8. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo P-m1.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	11	15	16	17	18
Oclusão Normal	22,57	23,44	30,88	26,36	18,77
Contato Prematuro Próximo	76,9	56,68	78,98	115,94	59,84
Contato Prematuro Distante	129,97	168,04	147,95	269,16	197,84

- P-m1/m2: este grupo está representado no gráfico 7 nas três formas de carregamento. As maiores CT foram encontradas nos pontos 10, 11, 14, 15 e 16. O ponto 10 está localizado na linha de cimentação mesial do segundo molar, o 11 no meio do conector secundário, o 14 na dentina mesial do primeiro molar, 15 na linha de cimentação mesial do primeiro molar e o 16 no meio do conector primário.

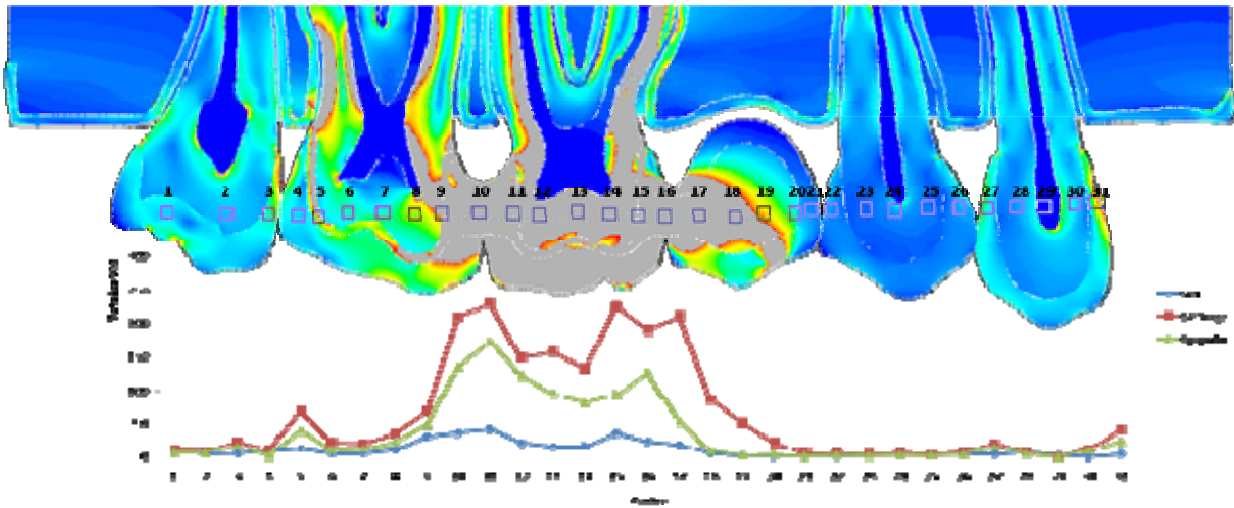


Gráfico 7. Tensões na linha B presentes no modelo P-m1/m2 nos três tipos de carregamento.

Tabela 9. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo P-m1/m2.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	10	11	14	15	16
Oclusão Normal	36,81	41,93	16,04	35,54	24,18
Contato Prematuro Próximo	135,14	173,35	80,74	93,65	125,33
Contato Prematuro Distante	209,26	228,17	131,24	223,62	189,58

- P-m1/p1: este grupo está representado, sob todas as formas de oclusão, no gráfico 8. Os pontos 12, 16 e 17 foram os que apresentaram maiores valores de tensão durante o contato prematuro distal, sendo que o 12 se localiza na infra-estrutura metálica do primeiro molar, 16 e 17 no conector distal da prótese. Já no contato prematuro mesial, o ponto de maior CT foi o 22, localizado no conector mesial.

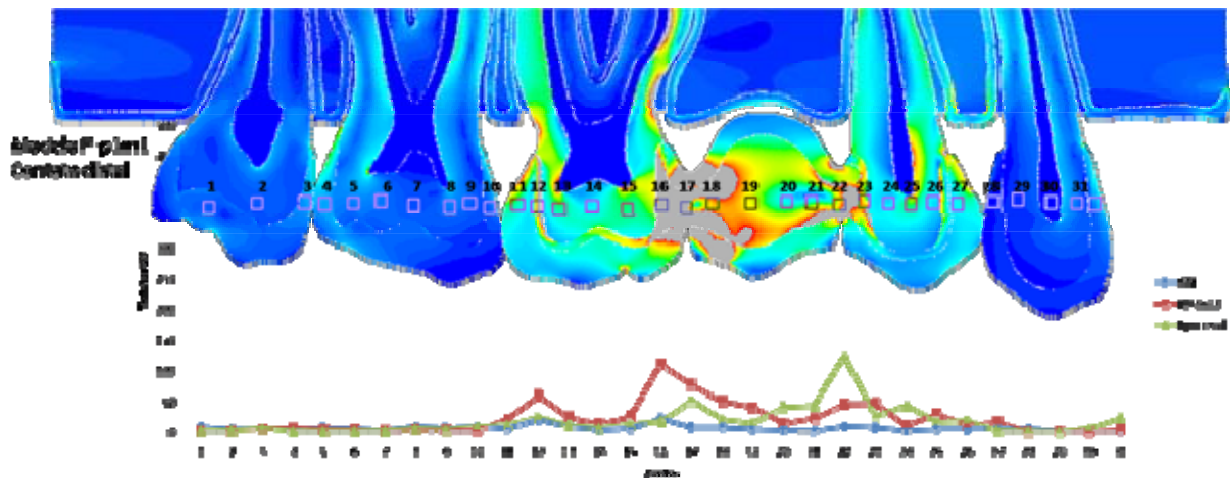


Gráfico 8. Tensões na linha B presentes no modelo P-p1/m1 nos três tipos de carregamento.

Tabela 10. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo P-p1/m1.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	12	16	17	22	27
Oclusão Normal	20,21	22,26	8,04	9,21	5,01
Contato Prematuro Mesial	24,66	17,81	51,76	125,29	2,36
Contato Prematuro Distal	59,55	110,54	77,01	46,17	15,77

Os resultados dos gráficos indicam que as áreas em que ocorre maior CT nas próteses são as de conectores e infra-estrutura metálica, sendo os maiores valores encontrados durante o contato prematuro distante do conector primário.

2. Pôntico em primeiro molar:

A. LINHA A:

2.A.a. Carregamento oclusal normal:

A figura 22 apresenta a distribuição das tensões em todos os grupos com pôntico em molar e carregamento oclusal normal. A análise qualitativa dos modelos demonstrou que, de forma semelhante ao grupo com pôntico em segundo pré-molar, a distribuição mais homogênea das tensões ocorreu na prótese fixa convencional (M-p2/m2). Os modelos com apenas um pilar (M-m2 e M-p2) apresentaram maior CT nas raízes desses dentes e na tábua óssea cortical correspondente. Já nos modelos com dois pilares, as tensões se distribuem entre eles, fazendo com que uma menor CT seja observada no primeiro pilar. Tanto os conectores primários quanto os secundários das próteses em cantilever apresentaram-se de forma semelhante em todos os grupos. Portanto, a diferença notável entre os grupos com prótese em cantilever com um ou dois pilares está na porção radicular do retentor primário (retentor mais próximo do pôntico suspenso).

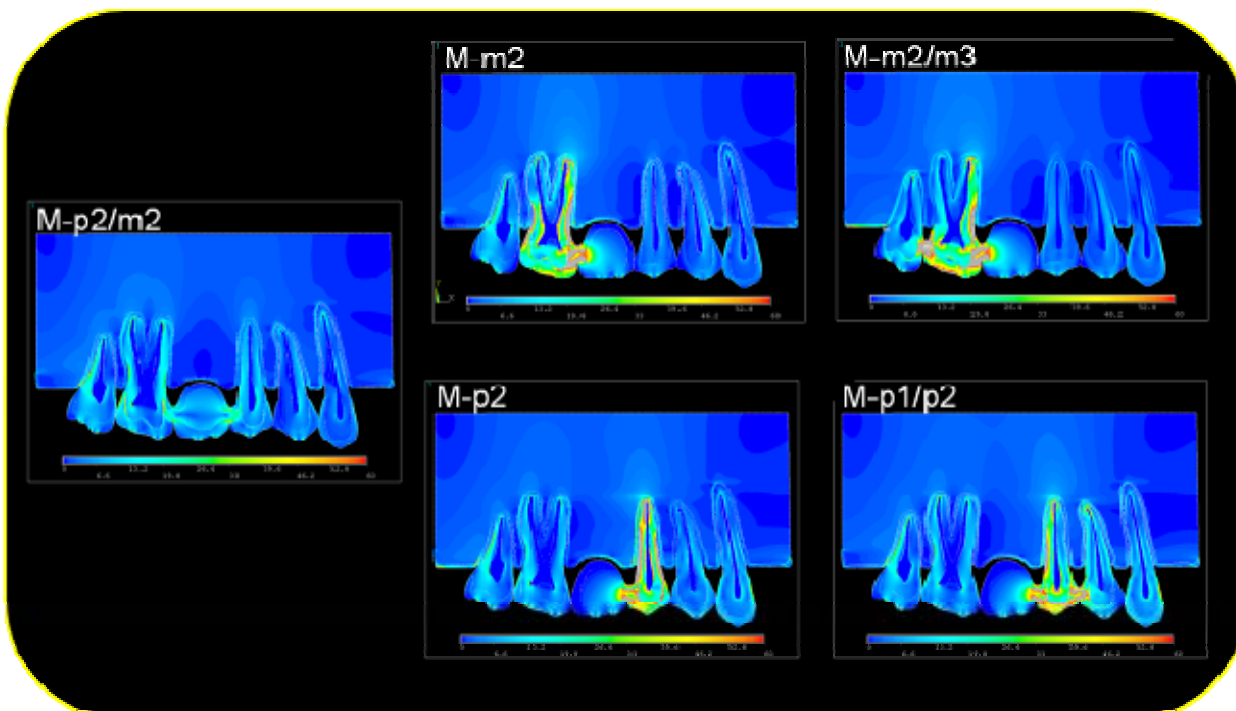


Figura 22. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em primeiro molar e carregamento oclusal normal.

No gráfico 9 foi feita a análise comparativa entre os cinco modelos com pântico em molar e sob carregamento oclusal normal. O ponto 13, localizado na parte radicular mesial do segundo molar, apresentou os maiores valores de tensão nos grupos M-m2 e M-m2/m3, em que esse dente foi retentor (M-m2= 47,21 MPa; M-m2/m3= 33,05 MPa). Nos grupos M-p2 e M-p2/p1, os maiores valores de tensão foram observados no ponto 21, localizado na região distal da raiz do segundo pré-molar (M-p2= 27,87 MPa; M-p2/p1= 33,96 MPa). Apesar do maior valor de tensão no ponto 21 ter sido observado na prótese com dois pilares (M-p2/p1), não houve grande CT em outros pontos, enquanto que no grupo M-p2, além das tensões observadas no ponto 21, também houve CT no ponto 23 (27,21 MPa). Essa observação é sugestiva de que o ponto 21 pode ser considerado fulcro para a prótese M-p2/p1. Essa mesma situação não foi observada nas

próteses com pilar em molar (M-m2 e M-m2/m3), provavelmente devido à presença de duas raízes nos molares, o que faz com que o fulcro se encontre na região de furca do primeiro molar. Na prótese fixa convencional (M-p2/m2), apesar dos valores de tensão nos pontos 13 e 21 serem mais elevados, foram menores em relação aos outros grupos (13= 15,01 MPa; 21= 10,17 MPa).

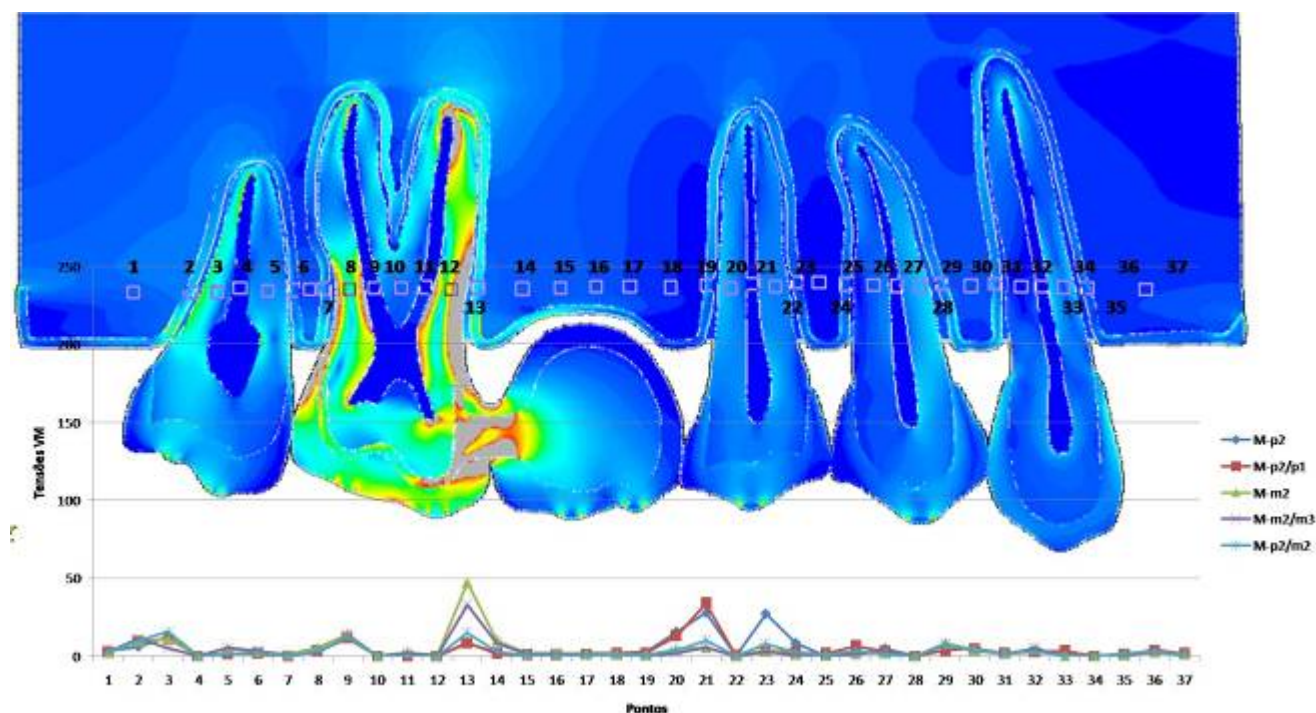


Gráfico 9. Gráfico comparativo das tensões na linha A entre os cinco modelos com pântico em primeiro molar e sob carregamento oclusal normal.

2.b. Contato Prematuro:

- Contato Prematuro Próximo ao Conector Primário:

No contato prematuro localizado na aresta do pântico mais próxima do conector primário (figura 23), nas próteses em cantilever com apenas um pilar (M-

m2 e M-p2), foi observada CT em uma maior extensão radicular do pilar correspondente. Com o envolvimento de um segundo pilar, houve redução da extensão da CT no primeiro pilar. Observa-se que, na comparação entre as próteses com um e dois pilares, a tábua óssea cortical do primeiro pilar apresenta maior CT em M-m2 e M-p2.

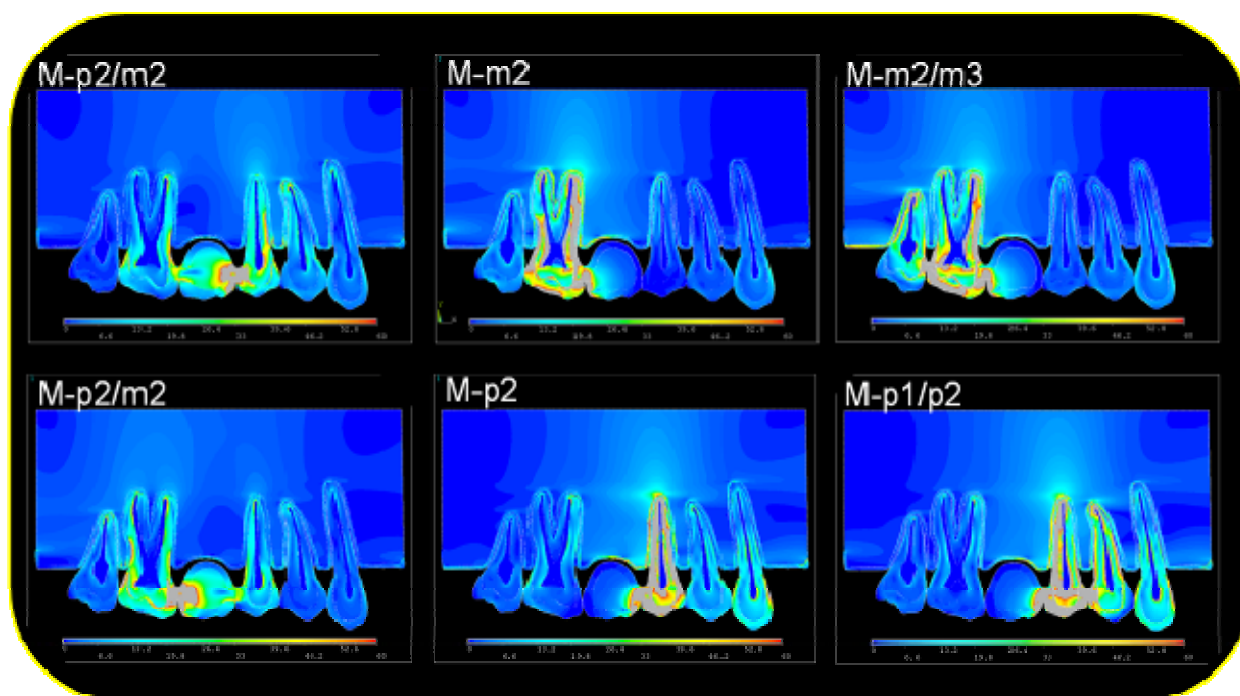


Figura 23. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em primeiro molar e contato prematuro próximo do conector primário.

A análise quantitativa pela linha A (Gráfico 10) demonstrou que o maior valor de tensão encontrado em contato prematuro na aresta mais próxima ao conector primário foi no ponto 21 (distal da raiz do segundo pré-molar) do grupo M-p2 (21= 217,96 MPa). A adição de um segundo pilar a essa prótese (M-p1/p2) reduz a CT para 88,23 MPa no mesmo ponto. Já nos grupos M-m2 e M-m2/m3

não houve diferença tão brusca entre os valores de tensão no ponto 13 (porção mesial da raiz do segundo molar), também localizado na porção radicular mais próxima do conector primário da prótese.

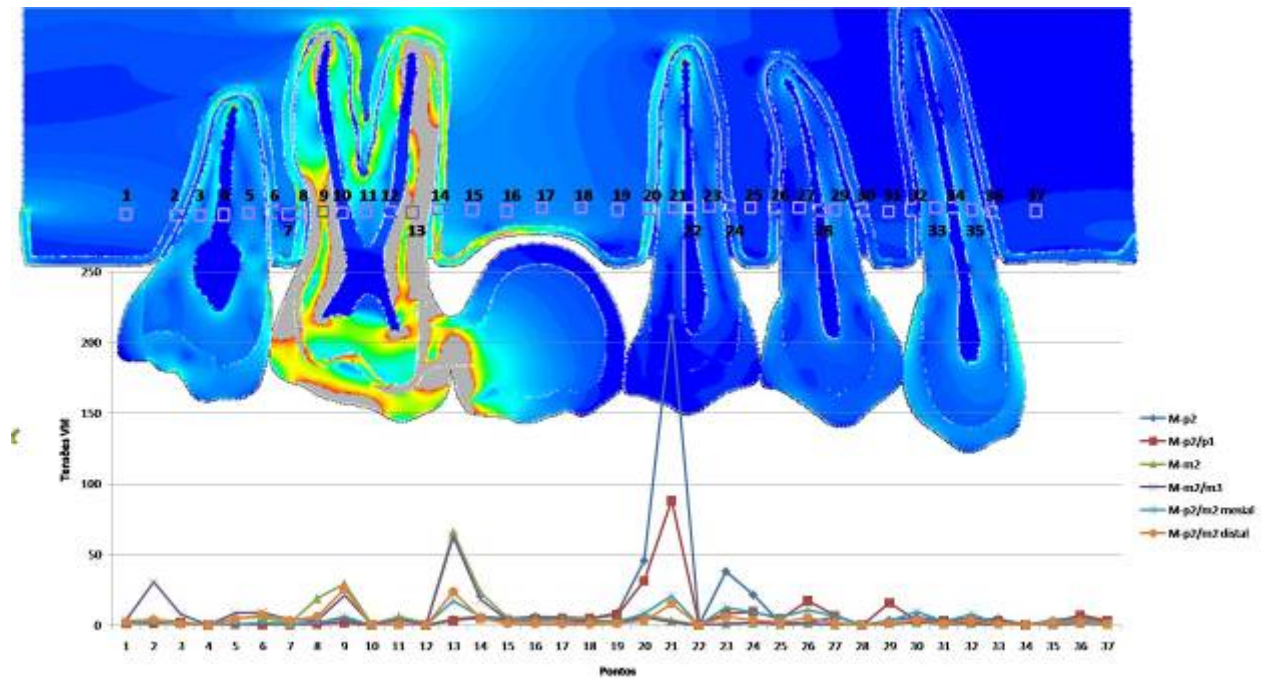


Gráfico 10. Gráfico comparativo das tensões na linha A entre os cinco modelos com pântico em primeiro molar e sob contato prematuro na crista marginal mais próxima do conector primário.

- Contato Prematuro Distante do Conector Primário:

No contato prematuro na aresta do pântico mais distante do conector (Figura 24), as tensões se estendem por áreas maiores, abrangendo os pilares e as próteses de forma significativa. São os modelos que apresentam maior CT no osso esponjoso.

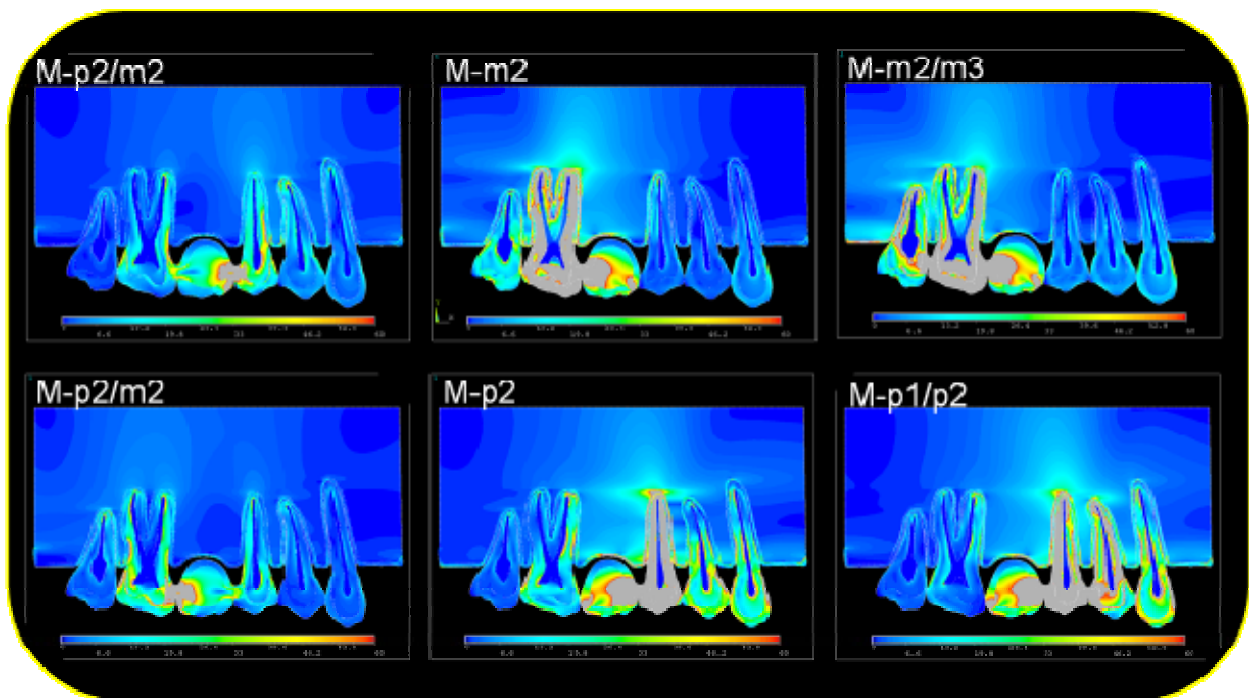


Figura 24. Imagens representativas da distribuição das tensões de Von Mises nos grupos com pântico em primeiro molar e contato prematuro distante do conector primário.

No contato prematuro na aresta do pântico mais distante do conector, a concentração de tensões foi notável nos pontos 2, 9, 13, 21, 23 e 29 (Gráfico 11). Observa-se na figura 24 que as tensões se estendem por áreas maiores e atingindo maiores valores. A tabela 11 apresenta os valores das tensões máximas obtidas nos pontos selecionados da linha A. Pode-se observar que os maiores valores de tensão apresentados em todos os pontos estão nos grupos com contato prematuro distante do conector, com exceção do ponto 21 no grupo M-p2, cuja maior tensão foi observada com contato prematuro próximo do conector.

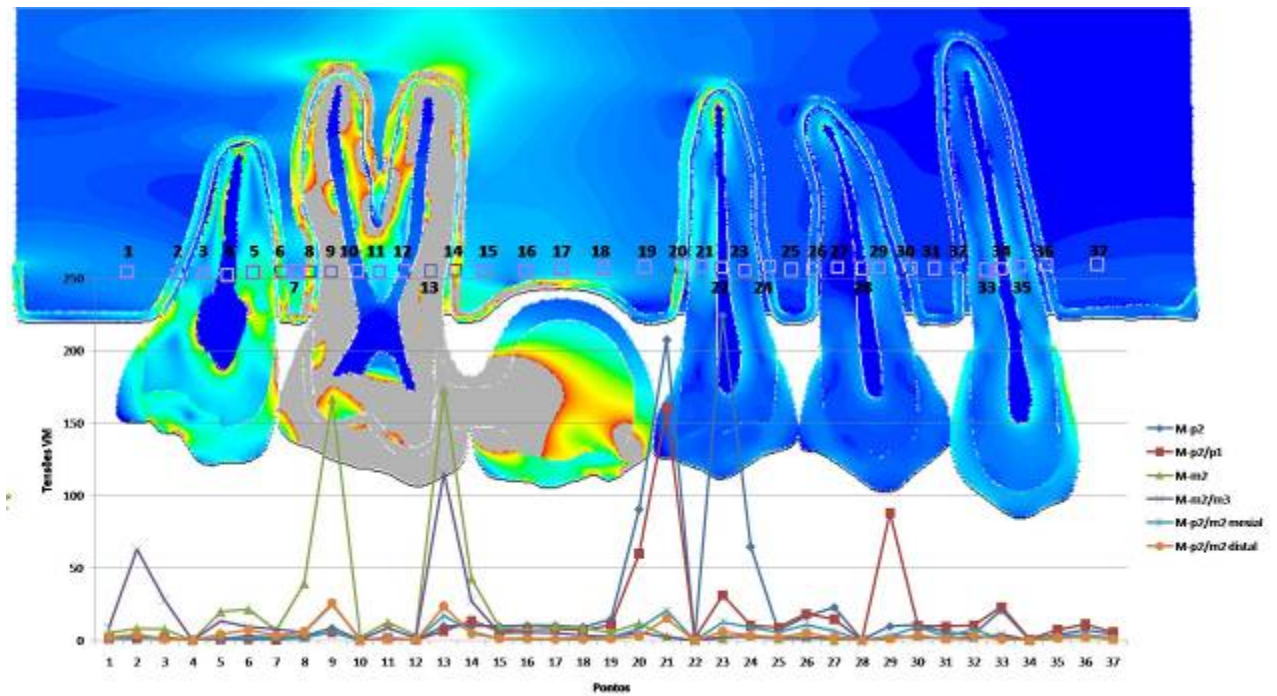


Gráfico 11. Gráfico comparativo das tensões na linha A entre os cinco modelos com pântico em primeiro molar e sob contato prematuro na crista marginal mais próxima do conector primário.

Tabela 11. Valores de tensão nos pontos selecionados na linha A dos modelos com pântico em primeiro molar variando o tipo de oclusão.

TIPO DE OCLUSÃO	MODELOS	Valores das tensões em MPa nos pontos selecionados					
		2	9	13	21	23	29
Oclusão Normal	M-p2	6,03	12,08	8,48	27,87	27,21	7,07
	M-p2/p1	9,41	11,44	8,67	33,96	3,82	3,27
	M-m2	9,69	14,16	47,21	5,53	3,73	8,33
	M-m2/m3	11,25	13,26	33,05	5,55	3,09	7,30
	M-p2/m2	9,97	12,11	15,01	10,17	7,94	7,59
Contato prematuro próximo do retentor primário	M-p2	4,15	4,33	4,17	217,96	38,14	3,60
	M-p2/p1	1,25	1,66	3,36	88,23	8,32	15,89
	M-m2	3,99	29,23	65,55	3,30	1,11	1,44
	M-m2/m3	30,44	21,37	62,59	2,36	0,73	0,85
	M-p2/m2 - mesial	2,21	5,99	17,18	20,60	12,60	2,81
	M-p2/m2 - distal	4,27	26,03	23,88	15,34	6,16	1,28
Contato prematuro distante do retentor primário	M-p2	3,28	8,52	9,97	207,43	224,13	9,79
	M-p2/p1	1,31	5,46	6,31	160,54	31,39	88,14
	M-m2	8,43	166,67	172,55	2,97	1,29	1,84
	M-m2/m3	62,86	25,04	115,43	2,16	2,45	2,91
	M-p2/m2 - mesial	2,21	5,99	17,18	20,60	12,60	2,81
	M-p2/m2 - distal	4,27	26,03	23,88	15,34	6,16	1,28

1.B. LINHA B:

Os gráficos 12, 13, 14, 15 e 16 apresentam os resultados comparativos das tensões de cada grupo na linha coincidente com o centro dos conectores das próteses (Linha B).

- M-p2: o modelo M-p2 está representado no gráfico 12 sob as três formas de carregamento. Em geral, as tensões na prótese foram maiores durante o contato prematuro distante do conector primário, sendo os maiores valores encontrados nos pontos 15, 17 e 19, localizados na infra-estrutura metálica, linha de cimentação distal e linha de cimentação mesial, respectivamente. A tabela 12 apresenta os valores das tensões em pontos selecionados do gráfico nos três tipos de carregamento.

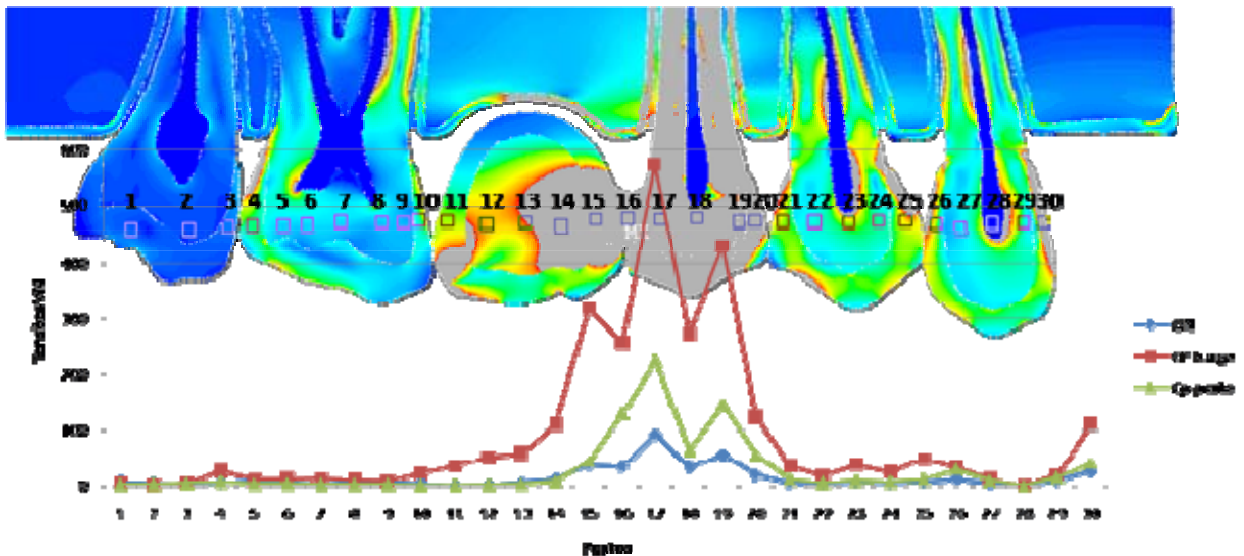


Gráfico 12. Tensões na linha B presentes no modelo M-p2 nos três tipos de carregamento.

Tabela 12. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo M-p2.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	14	15	16	17	19
Oclusão Normal	12,40	38,08	34,26	92,58	56,65
Contato Prematuro Próximo	7,26	43,53	130,48	225,03	145,43
Contato Prematuro Distante	109,36	319,44	257,13	574,43	429,89

- M-p2/p1: o modelo M-p2/p1 está representado no gráfico 13, também sob as três formas de carregamento. Os maiores valores foram observados durante o contato prematuro distante do conector primário nos pontos 15, 16 e 17. O ponto 15 localiza-se na infra-estrutura metálica do pântico, o 16 no meio do conector primário e o 17 na linha de cimentação distal do primeiro pré-molar. Observa-se que os valores de tensão no contato prematuro na crista marginal mais próxima do conector primário foram bem inferiores aos valores encontrados quando o contato prematuro ocorreu na crista mais distante do mesmo conector. A Tabela 13 apresenta os valores numéricos das tensões em pontos selecionados da linha B.

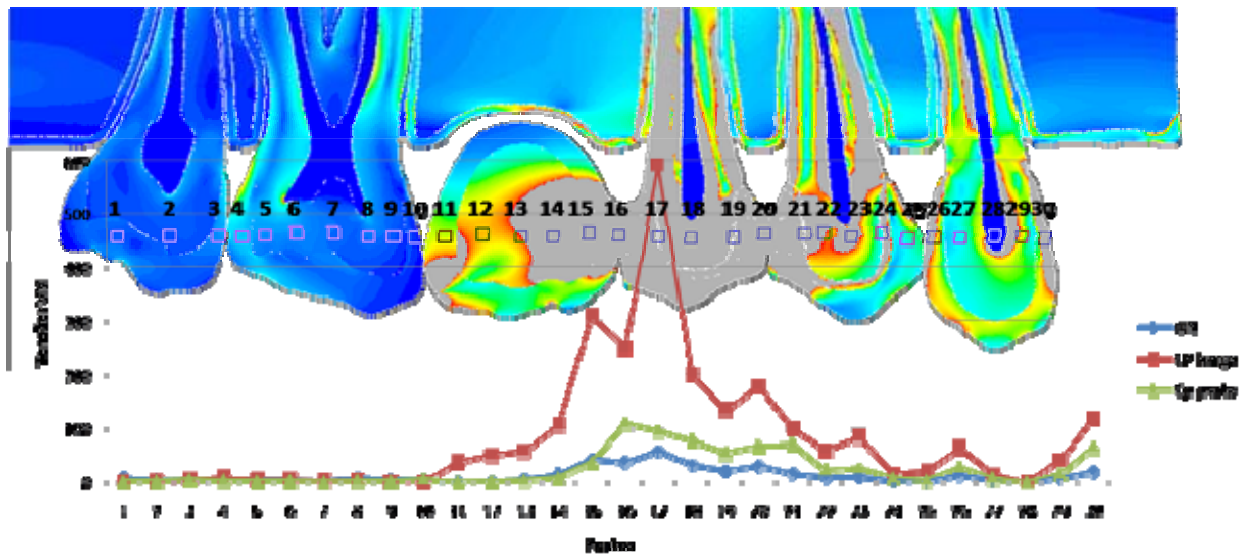


Gráfico 13. Tensões na linha B presentes no modelo M-p2/p1 nos três tipos de carregamento.

Tabela 13. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo M-p2/p1.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	15	16	17	19	20
Oclusão Normal	43,75	38,79	59,18	21,85	31,21
Contato Prematuro Próximo	37,76	110,85	96,60	56,01	68,79
Contato Prematuro Distante	310,93	251,13	591,3	135,69	179,96

- M-m2: o modelo M-m2 está representado no gráfico 14 sob as três formas de carregamento. Em geral, as tensões na prótese foram maiores durante o contato prematuro distante do conector primário, sendo os maiores valores encontrados nos pontos 9 (linha de cimentação), 10 e 11 (ambos

localizados no conector primário) para contato prematuro distante do conector primário. A tabela 14 apresenta os valores de tensão no modelo M-m2 nos pontos selecionados da linha B sob os três tipos de carregamento.

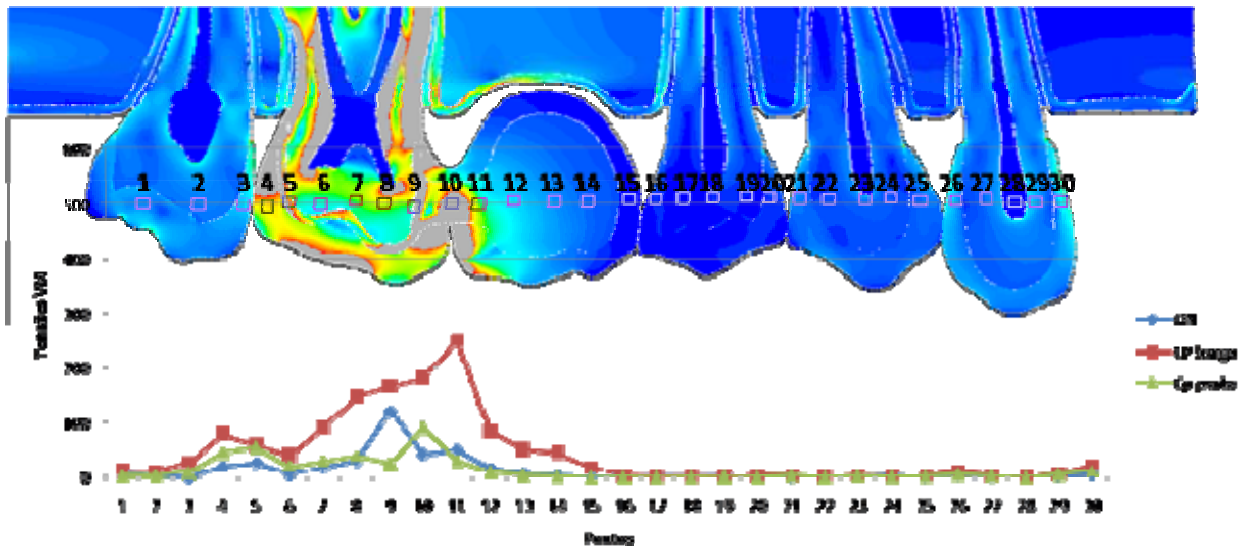


Gráfico 14. Tensões na linha B presentes no modelo M-m2 nos três tipos de carregamento.

Tabela 14. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo M-m2.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	4	5	9	10	11
Oclusão Normal	20,70	28,03	122,42	43,02	51,37
Contato Prematuro Próximo	46,93	56,58	26,66	91,13	31,63
Contato Prematuro Distante	79,33	59,71	168,53	183,8	253,07

- M-m2/m3: este grupo está representado no gráfico 15 nas três formas de carregamento. As maiores CT foram encontradas nos pontos 4, 10 e 11 no contato prematuro na crista marginal mais distante do conector primário. O ponto 4 se localiza na parte cerâmica próximo ao segundo conector da prótese. Os pontos 10 e 11 no conector primário, mais próximos da aplicação de carga. A tabela 15 apresenta os valores de tensão nos pontos selecionados do gráfico na linha B.

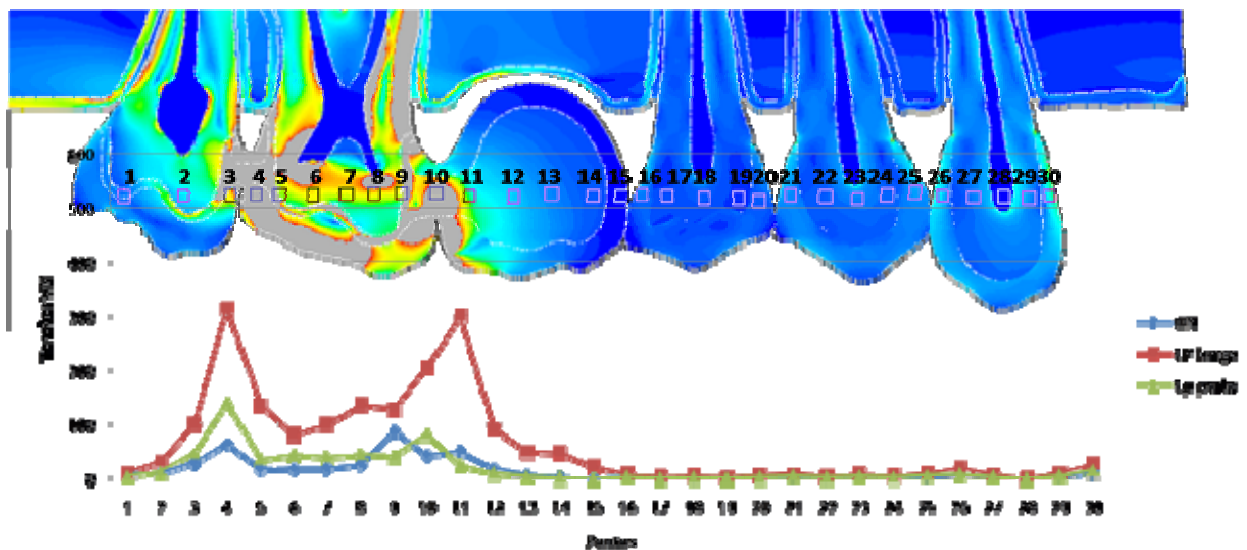


Gráfico 15. Tensões na linha B presentes no modelo M-m2/m3 nos três tipos de carregamento.

Tabela 15. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo M-m2/m3.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	4	5	10	11	12
Oclusão Normal	65,97	16,90	43,50	51,41	16,96
Contato Prematuro Próximo	141,42	35,39	83,09	24,75	9,16
Contato Prematuro Distante	316,43	136,13	217,43	301,59	91,80

- M-p2/m2: este grupo está representado, sob todas as formas de oclusão, no gráfico 16. Os pontos 12, 16 e 17 foram os que apresentaram maiores valores de tensão durante o contato prematuro distal, sendo que o 12 se localiza na infra-estrutura metálica do primeiro molar, 16 e 17 no conector distal da prótese. Já no contato prematuro mesial, o ponto de maior CT foi o 22, localizado no conector mesial.

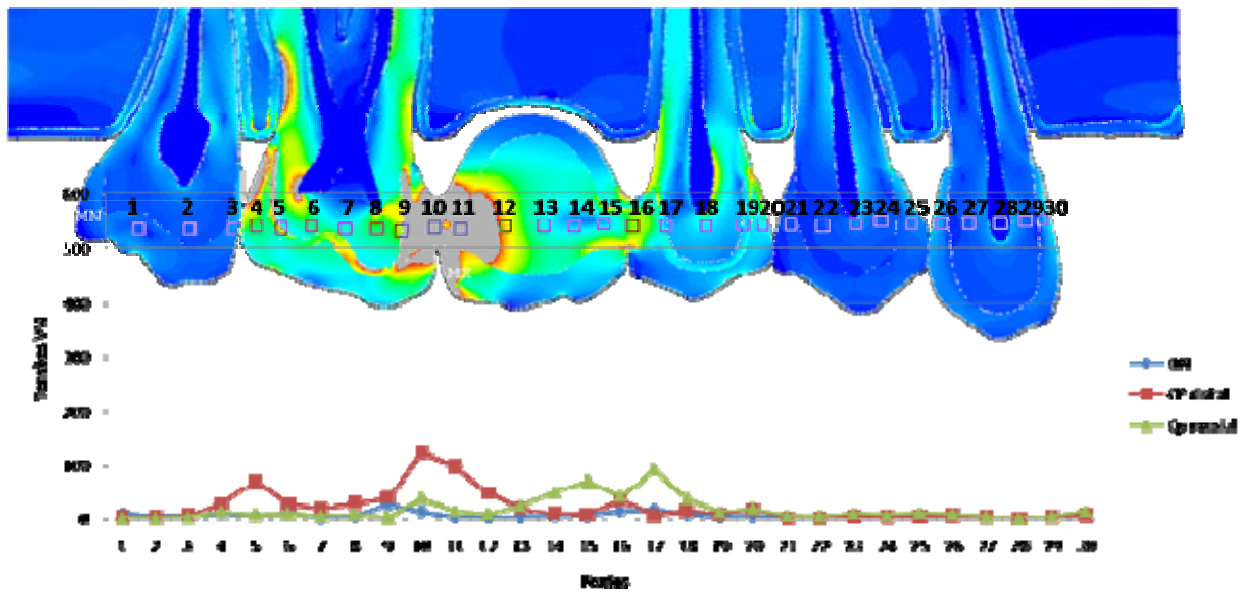


Gráfico 16. Tensões na linha B presentes no modelo M-p2/m2 nos três tipos de carregamento.

Tabela 16. Valores das tensões nos pontos selecionados da linha B no modelo M-p2/m2.

Tipo de carregamento	Valores das tensões em MPa				
	9	10	15	16	17
Oclusão Normal	25,41	12,87	5,71	13,85	16,42
Contato Prematuro Mesial	2,48	37,45	70,94	33,23	92,17
Contato Prematuro Distal	37,6	124,2	7,61	40,52	5,75

DISCUSSÃO

6. DISCUSSÃO

O presente estudo utilizou o método de elementos finitos (MEF) bidimensional para investigar aspectos do comportamento mecânico de próteses fixas com pântico em cantilever comparadas à prótese fixa convencional de três elementos. O MEF tem sido cada vez mais utilizado na área odontológica, pois possibilita, de forma rápida e de baixo custo, o estudo da distribuição das tensões nas estruturas dentais, de suporte e restauradoras (Magne, 2007). Conhecer o comportamento mecânico dessas estruturas sob aplicação de carga é importante na associação ao processo de fadiga, que ocorre geralmente abaixo do limiar de observação clínica (Magne *et al.*, 2002), pois essa análise pode conduzir aos possíveis pontos de início de fratura e conseqüente dano às estruturas ou falhas das restaurações (Guazzato *et al.*, 2005). Se a biomecânica do desenho da prótese for desfavorável, falhas e outras conseqüências indesejáveis podem ocorrer. Daí a importância de os clínicos compreenderem as diferenças de comportamento mecânico nas várias possibilidades protéticas possíveis em uma reabilitação, podendo prever com maior segurança a durabilidade da prótese (Romeed *et al.*, 2004).

Apesar das vantagens do método de elementos finitos, é sabido que a análise apresenta limitações, sendo que algumas delas se encontram nas propriedades mecânicas atribuídas a cada estrutura (Romeed *et al.*, 2004). Com finalidade de simplificação, as estruturas são consideradas isotrópicas, homogêneas, lineares e elásticas, a despeito de sua natureza real. Além disso, a dificuldade de representação fiel de estruturas tridimensionais é outro limitante. Os modelos em 3D podem ter a vantagem da representação geométrica mais próxima do real, mas, em compensação, modelos menos detalhados são utilizados na solução do problema (Magne *et al.*, 2002). Em contrapartida, modelos bidimensionais têm mostrado ser representações aceitáveis de estruturas

tridimensionais, especialmente na avaliação da distribuição das tensões em próteses e estruturas de suporte (Romeed *et al.*, 2004, , 2006). Por esse motivo, resultados de estudos similares são relevantes para melhor direcionamento de pesquisas laboratoriais e clínicas.

Muitos estudos utilizando o MEF têm sido realizados ao longo dos anos objetivando a compreensão da distribuição das tensões em determinados procedimentos restauradores, principalmente protéticos (Awadalla *et al.*, 1992; Eraslan *et al.*, 2005; Magne, 2007; Magne *et al.*, 2002; Romeed *et al.*, 2004; Wang *et al.*, 1998; Yang *et al.*, 1996; Yang *et al.*, 1999). Dentre as opções de reabilitação protéticas, a prótese fixa continua sendo extensamente utilizada, apesar da presença cada vez maior dos implantes osseointegrados. Por esse motivo, a compreensão do comportamento biomecânico dessas restaurações é importante para o clínico, para que sejam bem indicadas e executadas. Dentre as próteses fixas, destacam-se, no aspecto de comportamento biomecânico, as com pântico em cantilever (PFC), que são restaurações protéticas sustentadas por um ou mais pilares em uma extremidade, sendo a outra livre (Crothers *et al.*, 1995; Himmel *et al.*, 1992). Por possuírem pilares em apenas de suas extremidades, apresentam uma relação crítica entre biologia e mecânica e a distribuição de tensões dentro dos limites fisiológicas das estruturas de suporte (Himmel *et al.*, 1992).

A PFC cria sistema suspenso que altera drasticamente a direção e magnitude das tensões dissipadas nos pilares, o que aumenta os riscos de falha da peça protética (Yang *et al.*, 1996) devido à distribuição desfavorável. Estudos laboratoriais têm mostrado que o pilar mais próximo do pântico concentra mais de 50% da carga aplicada em cantilever com retentores múltiplos (Crothers *et al.*, 1995). Apesar disso, a união de vários pilares em estrutura rígida (prótese) faz com que qualquer interferência oclusal afete todos os componentes (Crothers *et al.*, 1995). A avaliação da distribuição das tensões por meio do método de elementos finitos tem demonstrado que, em próteses com extensão em cantilever, é melhor que o pântico não ultrapasse as dimensões de segundo pré-molar, e que

o aumento do número de pilares reduz as tensões e a deflexão no primeiro pilar (Crothers *et al.*, 1995; Himmel *et al.*, 1992; Yang *et al.*, 1996). O presente estudo demonstrou que as dimensões do pântico, o tipo e número de pilares e o carregamento aplicado influenciam diretamente no padrão de distribuição de tensões na restauração protética e estruturas adjacentes.

Crothers *et al.*, em 1995 (Crothers *et al.*, 1995), defenderam que próteses em cantilever com apenas um pilar poderiam ser utilizadas com segurança em várias situações clínicas, sem que houvesse qualquer prejuízo para o paciente e com vantagens, como facilidade na execução, desgaste de menos estrutura dental saudável e facilidade de higienização pelo paciente. Entretanto, Yang *et al.* (Yang *et al.*, 1999) defendem a inclusão de mais um retentor, o que foi observado como favorável neste estudo (figura 2), apesar da inclusão de vários pilares não resultar em redução proporcional das tensões no periodonto (Yang *et al.*, 1999). No presente estudo, a inclusão de mais um pilar contribuiu para melhor dissipação das tensões no osso cortical ao redor do pilar primário, tanto nos pânticos em pré-molar (PM) quanto em molar (M) e independente do tipo de carregamento.

Apesar disso, união de retentores pode causar limitações biomecânicas. Quando a carga é incidida no pântico, o que foi simulado neste estudo com os carregamentos em contato prematuro, a prótese tende a rotacionar sobre o pilar primário (Crothers *et al.*, 1995), o que gera tensões de compressão ao longo da superfície radicular do primeiro conector e de tração na extremidade cervical do segundo. A linha A (Gráficos 1, 2, 3, 4, 5 e 6) representa comparativamente a distribuição das tensões em todos os grupos na região cervical radicular e estrutura óssea adjacente.

Nos grupos com pântico em segundo pré-molar, os melhores resultados das tensões para as estruturas de suporte foram encontrados em P-m1/p1, que representa a prótese fixa convencional de três elementos, enquanto a concentração mais desfavorável para o retentor primário ocorreu nas próteses

com apenas um retentor (P-p1 e P-m1), o que demonstra a importância de um segundo pilar. Isso deve ser analisado com cautela, pois os resultados desse estudo demonstraram que a efetividade da inclusão de segundo retentor parece estar vinculada ao tipo de carregamento. A Tabela 5 apresenta aspecto pontual da distribuição das tensões pela linha A; portanto, para compreensão mais global dos resultados relatados, é importante que ela seja associada à análise visual das Figuras 18, 20 e 21. Em máxima intercuspidação (MI), o canino não recebe carregamento oclusal, o que faz com que o acréscimo desse dente amplie as estruturas de suporte para a mesma quantidade de carga; o mesmo não ocorre quando o segundo pilar é o segundo molar, pois dessa forma, o pilar adicional também recebe carga mastigatória. Essa situação resulta em maior concentração de tensões no segundo conector quando o segundo molar é adicionado à prótese, o que não ocorre quando o canino é acrescido (Figura 18). Em contato prematuro, como a força incidida no pântico é sempre a mesma, correspondente à força muscular posterior, o aspecto mais importante na determinação da distribuição das tensões passa a ser o volume e área radicular de implantação do segundo pilar. O acréscimo do segundo molar, portanto, passa a ser mais vantajoso do que do canino (Figuras 20 e 21). A análise da Tabela 5 mostra que, em contato prematuro, os pontos 23 e 31, mais próximos do pântico das próteses com cantilever para anterior e posterior respectivamente, têm seus valores de tensão diminuídos com o acréscimo do segundo pilar, mas isso ocorre de maneira mais efetiva quando o segundo molar é adicionado. Dessa forma, em MI, a CT na prótese torna-se mais favorável com a adição do canino como segundo pilar, sem alterações marcantes para as estruturas de suporte na linha A. Já em contato prematuro, as estruturas de suporte são mais preservadas com a adição do segundo molar como pilar.

Nos grupos com pântico em primeiro molar, os melhores resultados também foram observados na prótese fixa convencional de três elementos (M-m2/p2). De maneira semelhante aos modelos com pântico em PM. Nos modelos

com pântico suspenso a adição do segundo pilar em carregamento oclusal normal mostrou ser mais favorável à distribuição das tensões (Figura 22). De maneira semelhante às próteses com pântico em PM, nos modelos com pântico em M a inclusão do segundo pilar para a anterior apresentou maior redução das tensões nas estruturas de suporte pela linha A. Quando o terceiro molar foi adicionado como pilar, redução bem menos significativa das tensões no ponto 13 foi observada, se comparado ao ponto 21 nos modelos com pântico em PM, sendo ambos os pontos localizados na mesial do primeiro pilar. Esse fato está provavelmente associado à anatomia desses dois pilares. A análise comparativa da Linha A em todos os grupos mostra que a parte radicular mesial do primeiro molar (ponto 23) constitui área crítica de concentração das tensões, possivelmente devido ao contorno externo, que apresenta constrição cervical. Já o segundo molar apresenta contornos da raiz mesial mais lineares (localização do ponto 13), o que favorece a distribuição mais homogênea das tensões. Diante disso, sugere-se que, em situações clínicas nas quais o primeiro pilar apresente essa característica anatômica, seria conveniente a inclusão de um segundo pilar, favorecendo a distribuição das tensões e garantindo maior segurança e durabilidade para o procedimento reabilitador.

A linha B, individualizada para cada grupo, é indicada para a análise do comportamento mecânico das próteses quando a variável é o tipo de oclusão. As tensões se concentraram mais nos conectores e infra-estrutura metálica, e os valores mais elevados foram observados no carregamento de contato prematuro localizado mais distante do conector primário (Gráficos 4, 5, 6, 7, 8, 12, 13, 14, 15 e 16). Isso provavelmente ocorre porque, nessa situação, cria-se sistema de alavanca com o braço de apoio maior, o que pode potencializar a ocorrência de falhas mecânicas no conector, des-cimentação da prótese, fraturas dentais infra-ósseas e comprometimento do suporte periodontal (Crothers *et al.*, 1995; Yang *et al.*, 1996). A região dos conectores apresenta mudança de configuração brusca, pois a estrutura metálica e o recobrimento de cerâmica sofrem afilamento

acentuado a partir da região de pilar e coroas, nos quais esses componentes são bem mais espessos. A redução da espessura de metal e cerâmica eleva a exigência mecânica nessa região. O tipo de conector é fator importante na longevidade da restauração, e por esse motivo, precisa ter espessura mínima adequada para resistir às cargas mastigatórias, tendo que atender, ao mesmo tempo, as exigências estéticas da restauração (Awadalla *et al.*, 1992). Portanto, independente do tipo de pântico ou de pilares, a região de conector apresenta-se como mais susceptível a falhas, havendo necessidade de estudos futuros que enfatizem, por exemplo, modificações do desenho dessa região crítica.

Os Gráficos 4, 5, 6, 7 e 8 apresentam os resultados comparativos das tensões de cada grupo com pântico em PM na linha coincidente com o centro dos conectores das próteses (Linha B). As tensões no contato prematuro no ponto mais distante do primeiro conector são, de forma geral, as mais elevadas em todos os grupos. Em contato prematuro, o acréscimo de segundo pilar para anterior resulta em discreta redução das tensões no conector primário, que, apesar disso, apresenta valores de tensão mais elevados do que no conector secundário. Já o acréscimo do segundo pilar para posterior representa redução mais importante das tensões no primeiro conector, além de valores relativamente maiores de tensão no conector secundário. O mesmo comportamento pode ser observado nos Gráficos 12 a 16, que representam os resultados comparativos das tensões de cada grupo com pântico em M na linha B. Esses resultados são também justificados pelos efeitos do sistema de alavancas criado pelo pântico suspenso. A vantagem mecânica de uma alavanca é a relação entre o braço de força e o de resistência, e representa a eficiência da alavanca na transferência da força aplicada (Serwai *et al.*, 2003). O braço de força corresponde à distância entre o ponto de aplicação de carga e o conector primário, e o braço de resistência à distância entre o conector primário e a extremidade final da prótese. Para as próteses com pilares para anterior, a vantagem mecânica apresenta-se maior do que as próteses com pilares para posterior, devido à maior extensão do braço de

resistência para essas últimas. Dessa forma, os valores de tensão observados nos conectores das próteses com pilares posteriores apresentaram-se sempre menores do que os das próteses com pilares para anterior, sendo importante salientar que a linha B do grupo M-m2/m3 não passa no centro do segundo conector, impossibilitando a confirmação exata desse valor.

A análise associada dos resultados de forma qualitativa, por meio de observação das imagens plotadas, e quantitativa, baseadas nas linhas A e B, permite algumas conclusões. Com relação às estruturas de suporte em oclusão normal, o envolvimento de dois pilares para anterior apresenta melhores resultados quando o pântico é pré-molar, pelo fato de o canino não receber carga. Já nas próteses com pântico em molar, o envolvimento do segundo pilar sempre reduz as tensões observadas no primeiro. Sob contato prematuro, a adição do segundo pilar em qualquer um dos modelos reduz as tensões no primeiro pilar, sendo essa reação mais marcante com os pilares para posterior. Na análise da estrutura protética com pântico suspenso em pré-molar ou molar, a adição de um segundo pilar para anterior faz com que as tensões no primeiro conector pouco se alterem, permanecendo maiores que as tensões no segundo conector. De forma diferente, a adição do segundo pilar para posterior faz com que as tensões no segundo conector sejam bem maiores que no primeiro, o que ressalta a necessidade de se pensar nas desvantagens da inclusão de um segundo conector nos casos clínicos de indicação desse tipo de prótese. Em equilíbrio oclusal, outros fatores devem ser analisados antes da decisão em se envolver dois pilares, como desgaste de estrutura dental sadia, tempo clínico de execução, dificuldade de manutenção pelo paciente, nível de inserção periodontal, dentre outros.

Os resultados obtidos neste estudo estão também vinculados às características biomecânicas atribuídas a cada uma das estruturas que compõem os modelos (Romeed *et al.*, 2004). De acordo com Misra *et al.* (Misra *et al.*, 2004) e De Jager *et al.* (De Jager *et al.*, 2006; De Jager *et al.*, 2005), na interação entre um material de alta rigidez com outro de menor, as tensões se concentram nesta

interface, podendo contribuir para a geração e progressão de defeitos estruturais que culminam com a falha da prótese. O efeito das tensões em prótese metalocerâmica, que consiste em liga metálica dúctil em associação a material frível como a porcelana, é notadamente complexo (Eraslan *et al.*, 2005). A cerâmica concentra a maior parte das tensões devido a suas propriedades mecânicas de alta rigidez (módulo de elasticidade) e baixa taxa de compressibilidade (coeficiente de Poisson) (Zarone *et al.*, 2005). Por outro lado, a liga metálica, apesar de apresentar rigidez maior que a da cerâmica, possui grande capacidade de sofrer deformação, graças às características das ligações metálicas de deslizamento e reagrupamento dos átomos, o que garante a natureza coesiva do metal associada à sua ductibilidade (Anusavice, 2005). De maneira geral, pode-se observar nos modelos deste estudo que as tensões se concentraram na cerâmica de cobertura e na interação desta com a infra-estrutura metálica.

Segundo Guazzato *et al.* (Guazzato *et al.*, 2005), a presença de falhas ou defeitos superficiais ou internos são pontos de início de fraturas quando localizados em áreas de grande concentração de tensões. A falha por fadiga é um processo de múltiplos estágios envolvendo a geração de microtrincas nos materiais e interfaces, o crescimento e a coalescência de falhas microscópicas em falhas dominantes (Lanza *et al.*, 2005). Na seqüência, ocorre propagação estável de macro-trincas dominantes, de acordo com a combinação de tensões multiaxiais (Lanza *et al.*, 2005). A origem das tensões multiaxiais depende de fatores tais como, carregamento externo, geometria da estrutura, tensões residuais e presença de material com distribuição não homogênea (Lanza *et al.*, 2005). Portanto, para bons resultados clínicos, é importante que sejam utilizados materiais com menor índice de defeitos internos, que são produzidos durante o processo de confecção laboratorial, ou superficiais, gerados principalmente sob a atuação clínica, como por exemplo a rugosidade produzida pela ação de brocas durante o ajuste oclusal (Guazzato *et al.*, 2005).

O dano efetivo gerado pelas tensões, principalmente as de tração, são relacionados à capacidade do material em resistir à propagação de trincas (resistência à fratura). Um dos grandes problemas dos materiais cerâmicos é sua friabilidade e baixa resiliência, que resultam em baixa resistência a tensões de tração. Os materiais restauradores mais rígidos, como a cerâmica e o metal, têm a característica de transferir as tensões para a interface adesiva (Magne *et al.*, 2002), assim como observado nos resultados do presente estudo (Figuras 18, 20, 21, 22, 23 e 24). A incidência de tensões de tração na interface adesiva leva à exigência mecânica de coesão do cimento. A resistência máxima da maioria dos cimentos é na compressão, e a mínima na força de tração (Himmel *et al.*, 1992). Forças direcionadas apicalmente no cantilever resultam em tensões de tração no cimento do retentor mais distante do pântico (Gráficos 5, 7, 13 e 15). Dessa forma, o preparo do dente pilar deve ter altura adequada e paredes paralelas para resistir a essas tensões (Himmel *et al.*, 1992).

O cimento de fosfato de zinco tem módulo de elasticidade de aproximadamente 22000 MPa (Lanza *et al.*, 2005), valor bem próximo ao da dentina (18600 MPa) (Ersoz, 2000), podendo suportar deformações elásticas sob altas tensões mastigatórias (Anusavice, 2005). Esse cimento não envolve qualquer interação com o tecido mineralizado circundante ou outros materiais restauradores, sendo sua adesão proporcionada principalmente por embricamento mecânico nas interfaces, e não por meio de interação química (Anusavice, 2005). Entretanto, de acordo com Zarone *et al.* (Zarone *et al.*, 2005), a ação da interface adesiva de cimento, encontrada nos cimentos resinosos, por exemplo, promoveria uma camada concentradora de tensões, o que não ocorre na cimentação com cimento de fosfato de zinco. Portanto, apesar do módulo de elasticidade desse cimento indicar um comportamento dissipador de tensões desse material, na prática o que ocorre é a concentração das tensões mastigatórias, pois não existe a formação de uma interface de união perfeita entre ele e as estruturas circundantes. Somado a isso, sua resistência coesiva é cerca de cinco vezes

menor à dos cimentos resinosos (Attar *et al.*, 2003), o que facilitaria sua fratura em caso de deformação. Dessa forma, o que os resultados do presente estudo mostraram foi maior concentração de tensões na interface de cimentação em todos os grupos estudados, como observado nos seguintes pontos em cada um dos gráficos: pontos 23 e 27 do Gráfico 4; 23, 27, 31 e 35 do Gráfico 5; 16 do Gráfico 6; 5, 9, 11 e 15 do Gráfico 7; 12, 16 e 23 do Gráfico 8; 17 e 19 do Gráfico 12; 17, 19 e 21 do Gráfico 13; 9 e 15 do Gráfico 14; 5 e 9 do Gráfico 15 e 9 e 17 do Gráfico 16.

O planejamento oclusal constitui um pré-requisito muito importante no sucesso das próteses com pântico suspenso (Yang *et al.*, 1999), pois as forças oclusais aplicadas diretamente no pântico resultam em forças laterais desfavoráveis no pilar (Crothers *et al.*, 1995). Nos resultados apresentados neste estudo, os maiores valores de tensão foram encontrados no carregamento simulando contato prematuro, que representa a incidência de toda a força muscular em único ponto, o que ocorre no início da prematuridade, antes que a adaptação muscular tenha ocorrido. Entretanto, clinicamente, a ausência dental resulta em algumas situações fisiológicas particulares, difíceis de serem simuladas experimentalmente. Segundo Himmel *et al.* (Himmel *et al.*, 1992), pacientes restaurados com prótese fixa com pilares bilaterais possuem maior capacidade muscular de mastigação do que os restaurados com prótese fixa em cantilever. Essa diferença é devida à falta de pilar terminal de um dos lados, provocando incidência lateral de força, o que ativa a reação inibitória periférica nos mecanorreceptores do periodonto e/ou da ATM. A força de flexão excessiva no cantilever pode alterar o mecanismo de feedback dos mecanorreceptores periodontais, ampliando a sensibilidade neuromuscular, o que resultaria em uma menor incidência de força oclusal nessas regiões (Himmel *et al.*, 1992; Wylie & Caputo, 1991). A diferença da força oclusal entre a extensão em cantilever e os pilares de suporte é sugestiva da atuação desse mecanismo neuromuscular protetor que previne a concentração destrutiva de tensões (Wylie & Caputo, 1991).

Apesar das limitações encontradas em modelo bidimensional complexo (Romeed *et al.*, 2006), os resultados obtidos mostram vários aspectos com significância clínica. A importância da adequada distribuição das forças oclusais, obtida por meio de ajuste oclusal após a instalação de qualquer restauração protética; a preferência por prótese fixa com pilares bilaterais sempre que for possível, já que as tensões são menores e melhor distribuídas neste tipo de sistema; a seleção de pânticos suspensos com menor extensão, pois isso torna menores as tensões características desse tipo de prótese. Outros estudos laboratoriais e clínicos devem ser realizados para esclarecer quaisquer aspectos duvidosos a respeito do assunto, por exemplo análises por extensometria, para avaliar a deformação das estruturas dentais envolvidas nesse tipo de sistema restaurador, ensaios de resistência à fratura para determinação da resistência de vários materiais diferentes quando submetidos às forças relacionadas às próteses com pântico suspenso, e acompanhamentos clínicos longitudinais, para determinação das limitações clínicas, condições mastigatórias dos pacientes reabilitados com prótese fixa em cantilever e durabilidade das estruturas protéticas.

CONCLUSÃO

7. CONCLUSÃO

A partir do método de pesquisa utilizado e considerando-se todas as limitações do presente estudo, pode-se concluir:

1. A distribuição das tensões é mais favorável em prótese fixa convencional do que em próteses com pântico em cantilever, seja com um ou dois pilares e em qualquer tipo de carregamento aplicado.
2. O pântico mais extenso (molar) faz com que as tensões nas estruturas adjacentes sejam maiores e mais desfavoráveis.
3. O contato prematuro resulta em distribuição de tensões desfavorável para as estruturas de suporte, sendo os maiores valores de tensão quando o contato é mais distante do conector primário.
4. O acréscimo de segundo pilar sob condições oclusais fisiológicas proporciona um comportamento biomecânico mais favorável nas estruturas de suporte com os pilares voltados para a anterior. Entretanto, o segundo conector da estrutura protética concentra mais tensões nesses casos, apesar de pouco alterar as reações no primeiro conector.
5. O acréscimo de segundo pilar em situações de contato prematuro é sempre positivo para a distribuição das tensões.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Attar N, Tam LE, McComb D. Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents. **J Prosthet Dent**. 2003 Feb;89(2):127-34.
2. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. **Dent Mater**. 2004 Nov;20(9):862-72.
3. Awadalla HA, Azarbal M, Ismail YH, el-Ibiari W. Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. **J Prosthet Dent**. 1992 Aug;68(2):243-8.
4. Crothers AJ, Wassell RW, Jepson N, Thomason JM. The use of cantilever bridges. **Dent Update**. 1995 Jun;22(5):190-8.
5. De Jager N, de Kler M, van der Zel JM. The influence of different core material on the FEA-determined stress distribution in dental crowns. **Dent Mater**. 2006 Mar;22(3):234-42.
6. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. **Dent Mater**. 2005 Mar;21(3):242-51.
7. Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures--a finite element analysis. **J Oral Rehabil**. 2005 Apr;32(4):273-8.
8. Ersoz E. Evaluation of stresses caused by dentin pin with finite elements stress analysis method. **J Oral Rehabil**. 2000 Sep;27(9):769-73.
9. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. **Dent Mater**. 2005 May;21(5):454-63.
10. Himmel R, Pilo R, Assif D, Aviv I. The cantilever fixed partial denture--a literature review. **J Prosthet Dent**. 1992 Apr;67(4):484-7.

11. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent**. 1996 Feb;75(2):140-7.
12. 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 Aug;21(8):709-15.
13. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater**. 2007 May;23(5):539-48.
14. Magne P, Perakis N, Belser UC, Krejci I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **J Prosthet Dent**. 2002 May;87(5):516-27.
15. Misra A, Spencer P, Marangos O, Wang Y, Katz JL. Micromechanical analysis of dentin/adhesive interface by the finite element method. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**. 2004 Jul 15;70(1):56-65.
16. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Implants Res**. 2001 Dec;12(6):648-57.
17. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. **J Oral Rehabil**. 2006 Mar;33(3):209-15.
18. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. Finite element analysis of fixed partial denture replacement. **J Oral Rehabil**. 2004 Dec;31(12):1208-17.
19. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Pesqui Odontol Bras**. 2005 Jan-Mar;19(1):11-6.
20. Suansuwan N, Swain MV. Determination of elastic properties of metal alloys and dental porcelains. **J Oral Rehabil**. 2001 Feb;28(2):133-9.
21. Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J Oral Rehabil**. 1998 Sep;25(9):681-6.

22. Wang CH, Lee HE, Wang CC, Chang HP. Methods to improve a periodontally involved terminal abutment of a cantilever fixed partial denture--a finite element stress analysis. **J Oral Rehabil.** 1998 Apr;25(4):253-7.
23. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. **J Prosthet Dent.** 1979 Oct;42(4):411-6.
24. Wylie RS, Caputo AA. Fixed cantilever splints on teeth with normal and reduced periodontal support. **J Prosthet Dent.** 1991 Dec;66(6):737-42.
25. Yang HS, Chung HJ, Park YJ. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. **J Prosthet Dent.** 1996 Oct;76(4):424-30.
26. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. **J Prosthet Dent.** 1999 Jun;81(6):721-8.
27. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. **Dent Mater.** 2005 Dec;21(12):1178-88.

OBRAS CONSULTADAS

OBRAS CONSULTADAS

1. Anusavice KJ. **Phillips, materiais dentários**. Tradução de Alessandro Dourado et al. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005.
2. Craig. **Materiais Dentários**. Ed Santos; 2004.
3. Serwai RA, Jewett-Júnior JW. **Princípios de Física – Mecânica Clássica – Vol. 1**. Ed. Cengage Learning; 2003.

ANEXOS

ANEXOS

Anexo 1. Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia.