

Pedro Henrique Rezende Spini

**EFEITO DE MOVIMENTOS
ORTODÔNTICOS NO
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO
DE PRÉ-MOLARES COM LESÕES
CERVICAIS NÃO CARIOSAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Clínica Odontológica Integrada

Uberlândia, 2016

Pedro Henrique Rezende Spini

**EFEITO DE MOVIMENTOS
ORTODÔNTICOS NO
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO
DE PRÉ-MOLARES COM LESÕES
CERVICAIS NÃO CARIOSAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada

Uberlândia – Minas Gerais

Universidade Federal de Uberlândia

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

S757e
2016 Spini, Pedro Henrique Rezende, 1987
 Efeito de movimentos ortodônticos no comportamento biomecânico
 de pré-molares com lesões cervicais não cariosas / Pedro Henrique
 Rezende Spini. - 2016.
 61 f. : il.

 Orientador: Paulo Vinícius Soares.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
 Inclui bibliografia.

 1. Odontologia - Teses. 2. Oclusão (Odontologia) - Teses. 3.
 Restauração (Odontologia) - Teses. I. Soares, Paulo Vinícius, 1980- . II.
 Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
 Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº 293 – COPOD

Data: 26/02/2016

Discente: Pedro Henrique Rezende Spini, Matrícula: 11412ODO015

Título do Trabalho: Efeito de forças ortodônticas no comportamento biomecânico de pré-molares com lesões cervicais não cariosas.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica aplicada à Odontologia.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica aplicada à Odontologia.

As oito horas do dia **vinte e seis de fevereiro do ano de 2016** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2016, assim composta: Professores Doutores: Guilherme Araújo Almeida (UFU); Hugo Lemes Carlo (UFJF); e Paulo Vinícius Soares (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Pedro Henrique Rezende Spini**.

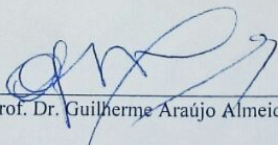
Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo Vinícius Soares apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

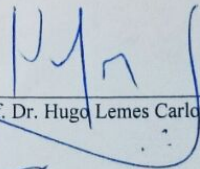
A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores (a)s, que passaram a arguir o (a) candidato (a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

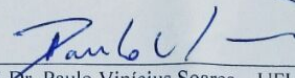
Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) **A** aprovado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 40 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.


Prof. Dr. Guilherme Araújo Almeida – UFU


Prof. Dr. Hugo Lemes Carlo – UFJF


Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares – UFU
Orientador (a)



Dedicatória

Agradeço pelo incentivo e o apoio o qual foi fornecido pela minha família e pelos meus amigos.

Sem o suporte familiar cedido por meus familiares, com certeza não estaria neste momento escrevendo minha dissertação e não teria concluído o curso de pós graduação do mestrado. Com exemplos como meu pai Tulio Humberto Spini e minha mãe Marta Rezende Spini, o qual sempre estudaram ao longo de toda a vida, se dedicando ao seu trabalho e também ao ensino. Em visão a ambos eu tento me tornar sempre uma pessoa melhor e com um caráter forte, o qual julgo necessário para poder enfrentar desafios na vida.

As minhas irmãs Gabriela e Mariana, agradeço também pelo apoio e pelo carinho concedido por todo este tempo durante o mestrado. Mariana por morar comigo e me suportar todos os dias em casa, e Gabriela por me receber em sua casa em Ribeirão sempre quando preciso. Agradeço também minha avó Valdiné Badan Spini por sempre me incentivar e me perguntar sobre a minha vida quando vou para Itumbiara visita-la, e a minha madrinha Josephina(Pina) irmã de minha avó que mora conosco em Itumbiara também e que sempre me deseja uma ótima semana de trabalho e estudo.

Agradeço as conversas e conselhos o qual o meu avô Zaire Rezende me proporciona quando encontro com ele em Uberlândia, pois sempre foi e sempre será um exemplo também em relação acadêmica pois vive o retorno a academia até mesmo quando mais velho, para poder cursar o curso de filosofia.

A minha segunda família em Uberlândia, que é a família de minha noiva Valessa Florindo Carvalho, agradeço também por todo o apoio e carinho que

tiveram comigo durante toda esta trajetória e posteriormente a está também. A minha noiva Valessa agradeço por todo o companheirismo e amizade, uma pessoa ímpar, com um coração enorme, que sempre me ajuda e tem um tempo para poder me aconselhar quando preciso.

Agradeço a todos os meus amigos de Itumbiara e Uberlândia, o qual me deram muito apoio e sempre promoveram momentos de alegria durante os nossos encontros.

Agradeço ao grupo de pesquisa LCNC, por todo o conhecimento que adquiri dentro deste núcleo de pesquisa. Dentro deste grupo gostaria de agradecer principalmente ao meu orientador Paulo Vinícius Soares por toda a competência e suporte que me deu ao longo desta caminhada, e ao aluno de doutorado Alexandre Coelho Machado, que além de um colega de pesquisa e pós graduação foi um grande amigo e me ajudou em muitos momentos durante esse processo.

Gostaria de deixar também um agradecimento pelo colaborador da pesquisa Éverto Lelis Ribeiro, o qual desempenhou uma grande ajuda tanto na parte laboratorial, quanto na discussão e compreensão do assunto.

A minha sala de mestrado hoje posso dizer que fiz grandes amizades, e que foi uma satisfação enorme ter passado estes 2 anos junto com todos.

Gostaria de deixar também os meus agradecimentos ao Programa de Pós Graduação de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, e a CAPES o qual obtive o apoio e incentivo a minha pesquisa e ao ensino. Aos professores o qual eu tive aula, e que muito contribuíram ao meu ensino. E agradeço também a empresa Morelli por todo o apoio a pesquisa o qual foi solicitado, desde a solução de dúvidas até a doação de materiais. O laboratório de pesquisa CPBIO foi muito importante para o desenvolvimento de toda a pesquisa laboratorial, por isso deixo um sincero agradecimento a todos os funcionários e envolvidos no laboratório.

***“In a dark place we find ourselves, and a little more knowledge
lights our way.” (“Em um lugar escuro nos encontramos, e um
pouco mais de conhecimento ilumina nosso caminho.”)***

Mestre Yoda – Star Wars.

SUMÁRIO

RESUMO	11
ABSTRACT	14
1. INTRODUÇÃO	17
2. PROPOSIÇÃO	22
3. MATERIAIS E MÉTODOS	24
3.1 Método de Elementos Finitos 3D	25
3.1.1 Geração de modelo tridimensional	25
3.1.2 Simulação das formas de tratamento	27
3.1.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições do carregamento e geração de resultado	29
3.2 Teste de Extensometria	33
3.2.1 Seleção e Inclusão das Amostras	33
3.2.2 Mensuração da Deformação das Amostras Híidas	35
3.2.3 Preparo das Amostras	38
3.2.4 Mensuração da Deformação das Amostras Preparadas e Análise dos resultado	40
4. RESULTADOS	41
4.1 Análise de elementos finitos	42
4.2 Análise de extensometria	47
5. DISCUSSÃO	49
6. CONCLUSÃO	54

7. REFERÊNCIAS	56
8. ANEXO	60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

MPa – Unidade de tensão (MegaPascal)

GPa – Unidade de tensão (GigaPascal)

E – módulo de elasticidade / módulo de Young

ν – coeficiente de Poisson

CAD - Computer Aided Design

CAE - Computer Aided Engineering

LCNC - Lesão Cervical Não-Cariosa

JAC - Junção Amelo-cementária

MEF - Método de Elementos Finitos

3D – Tridimensional

HI - Hígido

LCNC – Lesão Cervical Não Cariosa

RE – Dente com Lesão Cervical Não Cariosa restaurado com resina composta

EX – Movimento Ortodôntico de Extrusão

IN – Movimento Ortodôntico de Intrusão

GI – Movimento Ortodôntico de Giroversão

PA – Movimento Ortodôntico de Palatinização

VE – Movimento Ortodôntico de Vestibularização

RESUMO

RESUMO

Lesões cervicais não cariosas (LCNC) são caracterizadas pela perda de tecido duro próximo à junção cimento-esmalte. Estas lesões são causadas por etiologia multifatorial, sendo o fator oclusal uma delas, a força ortodôntica poderia também ter alguma influência sobre a progressão. O objetivo deste estudo é avaliar o comportamento biomecânico de pré-molares com LCNC submetidos à diferenças cargas ortodônticas, pelo método de elementos finitos tridimensional (MEF) e teste de extensometria. Para MEF, modelos ortotrópicos, lineares e elásticos 3D foram gerados, com malhas de elementos tetraédricos, o qual são: dente hígido (HI); LCNC não restaurada; e LCNC restaurada com resina composta (RE). Foram aplicadas cinco cargas ortodônticas estáticas, o qual estavam sobre uma restrição de deslocamento na região do osso, com as seguintes forças: 5N giroversão (GI), 5N extrusão (EX), 1,5N intrusão (IN), 5N vestibularização (VE) e 5N palatinização (PA). A análise utilizada em MEF foi de tensão máxima principal. Para o teste de extensometria, foram selecionados 10 pré-molares superiores hígidos e um extensômetro foi fixado na superfície vestibular abaixo a junção cimento-esmalte. Foi então realizado todos os carregamentos ortodônticos no dente hígido. Após o registro da extensometria do dente hígido com todas as cargas ortodônticas, desgaste simulando LCNC e reenviada para o teste de extensometria. A seguir, a LCNC foi restaurada com resina composta e a deformação foram novamente medidas. Utilizou-se Two-way Repeated Measures ANOVA com nível de confiança de 95%. FEA mostrou que a LCNC resulta de maior concentração de tensão na região cervical, especialmente nos carregamentos EX e GI. RE apresenta a distribuição de tensão mais próximo de SO para todas as cargas simuladas. Para teste do extensometria, LCNC mostrou valores mais elevados de deformação e RE foi semelhante ao HI independentemente das cargas ortodônticas aplicadas. EX (36,70 μ S) e PA (42, 74 μ S) mostraram maior tensão nos dentes com LCNC. Este estudo permite-se concluir que a presença de LCNC promove maior acúmulo de tensão e deformação na região cervical quando executado carregamento ortodôntico. Considerando que o fator etiológico de progressão da

LCNC envolve fatores biomecânicos, sugere-se restaurar esta antes de começar um tratamento ortodôntico.

Palavras Chave: Lesão cervical não cariosa; Carregamento Ortodôntico; Método de elementos finitos; Restauração adesiva; Teste de extensometria.

ABSTRACT

ABSTRACT

Non-carious cervical lesions (NCCL) are characterized by loss of hard tissue dental surfaces closest to the cement-enamel junction. These Lesions are caused by multifactorial etiology, and occlusal factors, orthodontic force could have influence on these. The objective of this research is evaluate the biomechanical behavior of premolars with NCCLS submitted to different orthodontic loads, by three-dimensional finite element method (MEF) and extensometry. 3D-FEA orthotropic, linear, and elastic models were generated with meshes of tetrahedral elements, which are: sound tooth (SO); unrestored NCCL; and NCCL restored composite resin (CR). Five static orthodontic loads were applied which were on a displacement constraint in the bone, with the following forces: 5N rotation (RO), 5N extrusion (EX), 1,5N intrusion (IN), 5N buccal tipping (BT) and 5N lingual tipping (LT). The analysis used in MEF was maximum tension. For the strain-gauge tests, 10 sound maxillary premolars were collected and a strain gauge was attached on the buccal surface between the cement-enamel junction and the bracket bottom. It was then held all orthodontic load in sound teeth. After the record tooth strains during all orthodontic loads, a NCCL was simulated and resubmitted to strain-gauge test. Following, the NCCL were restored with composite resin and the strains were measured. Two-way Repeated Measures ANOVA was used with 95% confidence level. FEA showed that NCCL result in greater stress concentration in cervical region, especially on EX and RO loads. CR presents the stress distribution closer to SO for all loads simulated. For strain gauge test, NCCL showed higher strain values and CR was statics similar to SO independently of orthodontic loads. EX (36.70 μ S) and LT (42, 74 μ S) showed greater strain for NCCL. This study allows to conclude that the presence of NCCLS promotes greater accumulation of strain and deformation in the cervical region when was applied orthodontic loads. Whereas etiologic factor NCCL progression involves biomechanical factors, it is suggested restoring the NCCL prior to orthodontic treatments.

Keywords: Adhesive restoration; Finite element analysis; Orthodontics loads; Non carious cervical lesion; Strain-gauge test.

INTRODUÇÃO

1. Introdução

O tratamento ortodôntico é um procedimento que resulta na correção de más-oclusões dentárias, e frequentemente definido por proporcionar melhoria na saúde oral (Beckwith et al., 1999; Hunt et al., 2001) . Este tratamento é importante pois aumenta a função mastigatória do paciente, reduz a quantidade de cárie e também diminuir a prevalência de doenças periodontais (Buckley, 1981; Hunt et al., 2001). A estética é muito significativa também para o paciente, mostrando que o procedimento ortodôntico objetiva promover função associado à estética (Tung & Kiyak, 1998).

Existem diversos mecanismos para realizar a ortodontia, e o tempo de tratamento e execução destes para alcançar o resultado esperado é determinado tanto pelas técnicas utilizadas pelo cirurgião dentista, quanto pelas condições o qual o paciente se encontra (Robb et al., 1998; Tung & Kiyak, 1998; Skidmore et al., 2006). Estes fatores que podem vir a influenciar no tempo de tratamento podem ser: posições dentais, necessidades cirúrgicas, reposicionamento de braquetes e má higiene oral (Robb et al., 1998; Skidmore et al., 2006).

A perda de estrutura no elemento dental é um fator modulador de deformação e diminuição da resistência de fratura do elemento dentário, pois alteram o padrão de distribuição de tensão e deformação (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Soares et al., 2013b). A consequência por estas perdas são inúmeras, podendo ser advindas de desgastes dentais, processos não cariosos e tratamentos ortodônticos (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Verissimo et al., 2014).

A perda de tecido mineral localizado na região cervical é classificada lesão cervical não cariosa (LCNC) (Figura 1), por ter origem e uma progressão não cariosa (Lyttle et al., 1998; Grippo et al., 2012). Existem inúmeras controvérsias na literatura em relação a formação e progressão destas lesões (Rees et al., 2003); entretanto; uma filosofia mais atual disserta que estas lesões envolvem uma tríade com 3 principais fatores: tensão, fricção e biocorrosão (Figura 2) (Grippo et al., 2012). A tensão é a fadiga do tecido dentário, através de

movimentos que geram tração e compressão, advindos de fatores como carregamento e hábitos parafuncionais (Grippio et al., 2012). Fricção é o movimento de fluidos, abrasões e atrições o qual o dente é submetido (Grippio et al., 2012). A biocorrosão, é a alteração química que ocorre na estrutura dentária, advinda de materiais ácidos intrínsecos e extrínsecos (Grippio et al., 2012). Existem diferentes graus de severidade para estas lesões, com uma grande prevalência na região vestibular de pré-molares superiores (Ceruti et al., 2006; Smith et al., 2008; Wood I JZ, 2008; Afolabi et al., 2012).



Figura 1: Lesão cervical não cariosa.

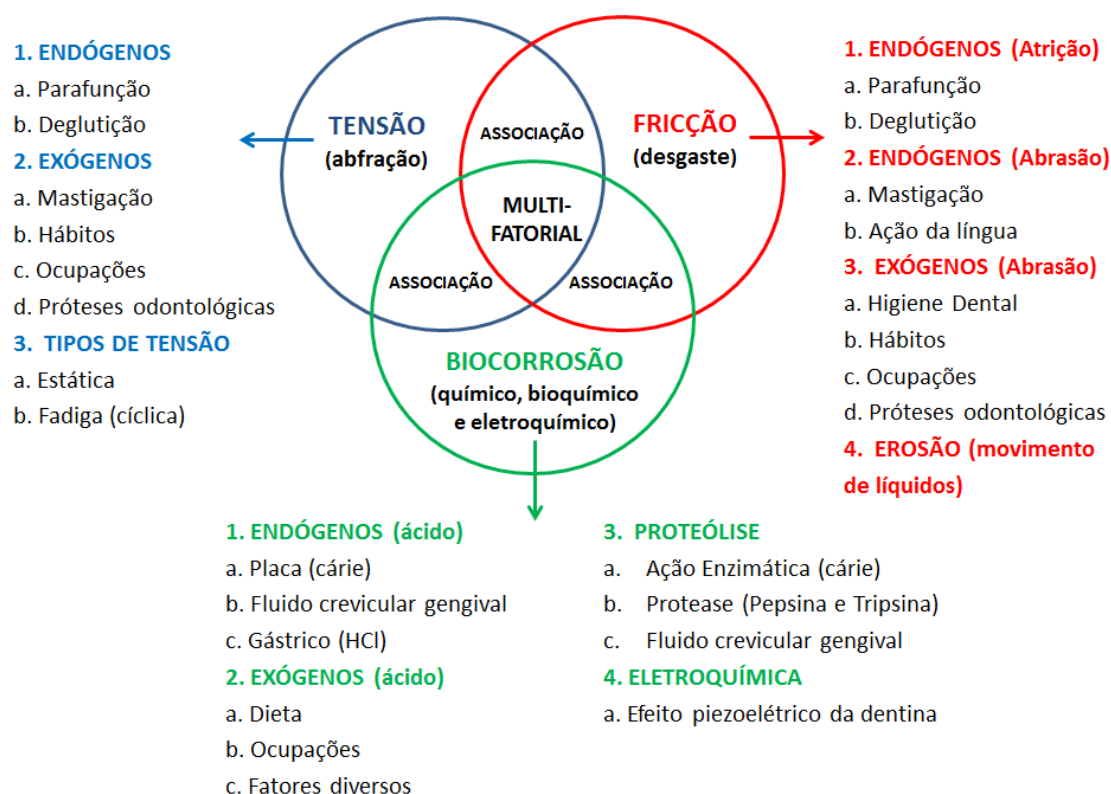


Figura 2: Tríade adaptada de multifatoriedade da LCNC (Grippo et al., 2013).

As LCNC possuem uma relação direta com a sensibilidade dentinária, justamente por possuírem fatores etiológicos muito semelhantes, e por normalmente ocorrerem na mesma região dentária (Grippo et al., 2013). Esta prevalência de sensibilidade dentinária, varia muito de acordo com o país a ser analisado, mais pode alcançar médias com mais de 25% até 50% da população (Tammaro et al., 2000; von Troil et al., 2002; Lin & Gillam, 2012). A prevalência de LCNC também é muito alta, principalmente em pacientes com mais de 18 anos 27,7% (Bartlett et al., 2013), sendo simultaneamente muito prevalente junto com a necessidade de tratamento ortodôntico (Nobile et al., 2007).

Para trabalhos o qual fatores biomecânicos são avaliados, existem diversos tipos de análises a serem feitas, tendo como principais testes de análises computacionais e testes mecânicos laboratoriais (Santos-Filho et al., 2008; Soares et al., 2015). Para estes trabalhos normalmente se usa testes não destrutivos, o qual calculam a interação entre materiais e cargas aplicadas nestes em diferentes situações (Heravi et al., 2013). Trabalhos o qual se usa

análises computacionais, são utilizados na odontologia desde 1977, tendo como primeiras análises implantes dentários (Weinstein et al., 1977). Análises como a de extensometria, podem avaliar deformações em um material sem que a amostra seja destruída, preservando então a mesma para que se outras análises possam ser realizadas se necessário (Soares et al., 2008a). Análises como elementos finitos e extensometria, são muito utilizados na ortodontia, principalmente para cálculo de movimentos ortodônticos e sua influência no elemento dentário e periodonto (Knop L GJL, 2015.).

Diante deste assunto surgiu a proposta e a ideia de se realizar uma pesquisa o qual, a indagação é sobre a influência dos carregamentos ortodônticos nas LCNCs. A hipótese nula deste estudo é que o carregamento ortodôntico não influenciará na região cervical do elemento dentário.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO:

A proposta deste estudo foi avaliar o comportamento biomecânico por meio do método de elementos finitos e extensometria de pré-molares superiores, variando:

- Tipo de carregamento ortodôntico:
 - Extrusão;
 - Intrusão;
 - Giroversão;
 - Vestibularização
 - Palatinização
- Presença de lesão cervical não cariosa:
 - LCNC ausente;
 - LCNC presente;
 - LCNC restaurada com resina composta.

MATERIAIS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

Foi aplicado neste trabalho, 2 métodos de análise: elementos finitos para a análise virtual do comportamento biomecânico o qual se mensurava as tensões, e de extensometria que é um método laboratorial não destrutivo que mensura a deformação superficial da estrutura dentária.

3.1 Método de Elementos Finitos 3D

Análise linear e elástica tridimensional foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas para dentina, polpa, esmalte, bráquete ortodôntico, ligamento periodontal, osso cortical e osso trabecular.

3.1.1 Geração do modelo tridimensional

Um pré-molar de dimensões médias e anatomia coronária favorável foi selecionado e serviu como base para geração do modelo hígido e posterior simulação das formas de tratamento propostas pelos fatores em estudo (Figura 2) (Soares et al., 2008a). Posteriormente, o dente foi posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil). Este aparelho gerou o contorno externo do dente, por meio de calibração em 0,2mm para cada traçado da ponta de contato sobre a superfície dental. A geometria externa obtida foi arquivada em arquivos do tipo *.STL (Stereolitográficos) em computador ligado ao sistema do scanner (Soares et al., 2013a).

Após a obtenção da geometria externa da coroa e raiz (Figura 3), a raiz do pré-molar foi protegida com cera utilidade e o esmalte mergulhado em solução de ácido clorídrico 10% de maneira que apenas o esmalte da coroa permanecesse em contato com ácido clorídrico e este fosse totalmente removido. Assim após degradação em solução do ácido durante 10 minutos a

remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha). Observou-se também a preservação de estrutura de dentina coronária e radicular e manutenção da rede de fibras colágenas e arcabouço dental. Em seguida, novo escaneamento foi realizado, objetivando a obtenção da geometria externa na dentina coronária. Após isto, o dente foi cortado no seu longo-eixo de forma a realizar o escaneamento também da porção pulpar.

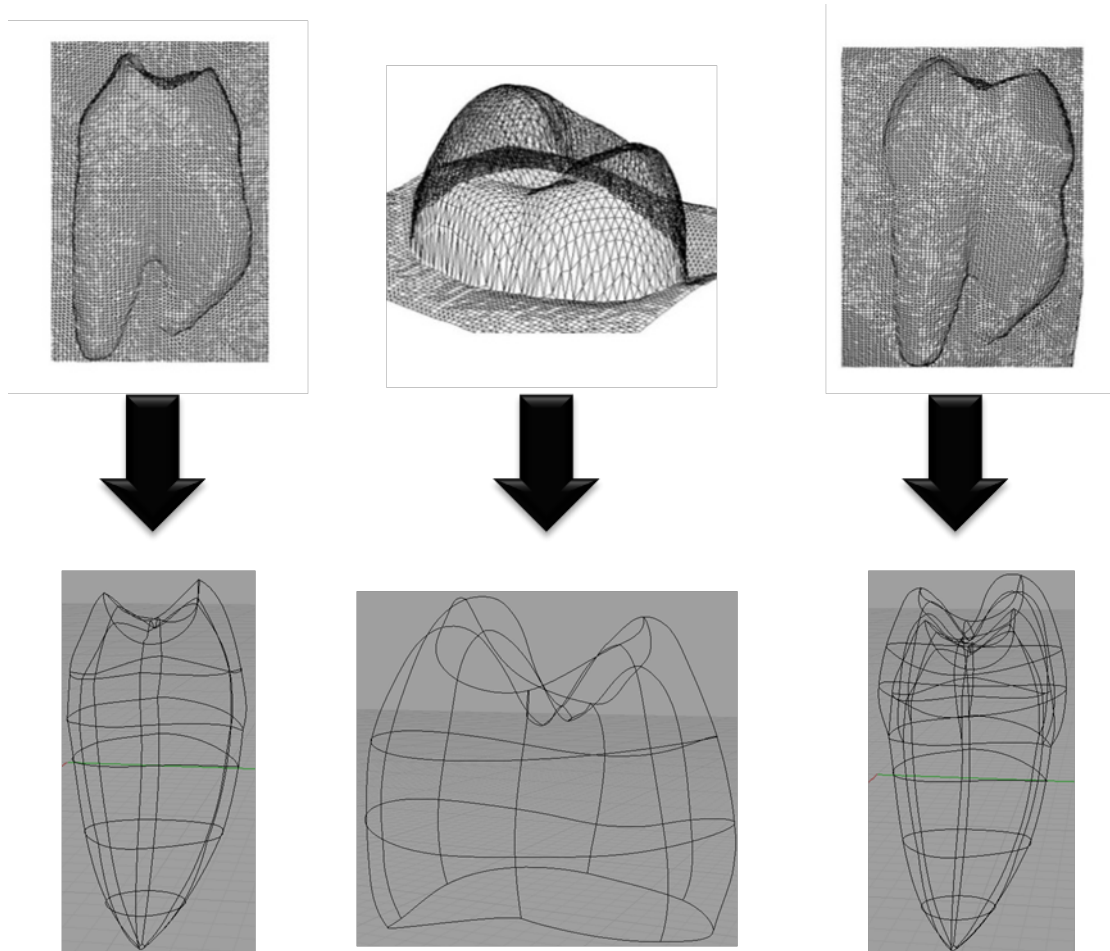


Figura 3. Arquivo *.STL exportado para o software CAD para realização das superfícies NURBS (Soares et al., 2013a).

Os arquivos armazenados sob formato *.STL do esmalte, dentina e polpa foram exportados para software de modelagem CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu como padrão do dente hígido e sobre o qual foram simuladas as diversas condições de tratamento restaurador. Para modelagem as principais regiões dentais foram inicialmente traçadas (colo dental, equador protético e

cristas marginais). E, com o objetivo de facilitar a geração do modelo, foram geradas linhas denominadas superfícies NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens. Sobre o arquivo *STL foram selecionados alguns pontos de regiões estratégicas que serviram de referência para geração de curvas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas curvas e considerando as referências dos principais marcos anatômicos, as superfícies dos modelos foram criadas.

Posteriormente, foram gerados os volumes dos sólidos de todas as estruturas do órgão dentário, por meio da união de superfícies internas de uma estrutura às superfícies externas de outra estrutura (Figura 4). Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento dentário digitalizado e de dados obtidos na literatura. Posteriormente, o dente foi seccionado de forma a permitir a mensuração das medidas de espessura de esmalte para as diversas regiões. Para desenvolvimento do sólido do braquete ortodôntico, um arquivo STEP, fornecido pela empresa morelli foi utilizado, com as especificações de Roth Standard de pré-molares - códs. 10.10.224 e 10.10.225.

3.1.2 Simulação das características do tratamento

As diferentes formas de tratamento que definiram os fatores em estudo também foram geradas neste software de CAD. Além do modelo hígido, foram gerados modelos com LCNC e LCNC restaurado. Para a criação da cavidade da lesão, foi confeccionado um sólido com a exata geometria da lesão que, em seguida, foi subtraído da estrutura dentária de esmalte e dentina. A LCNC foi padronizada, sendo 2,5mm de profundidade, 2,5mm de abertura e abrangendo toda a região no sentido mésio-distal com o formato de cunha. Procurando simular o procedimento restaurador na prática clínica, a confecção do volume do material restaurado foi realizada através de pontos e curvas, respeitando o perfil cervical, contudo sem a constrição da junção amelo-dentinária (Figura 5).

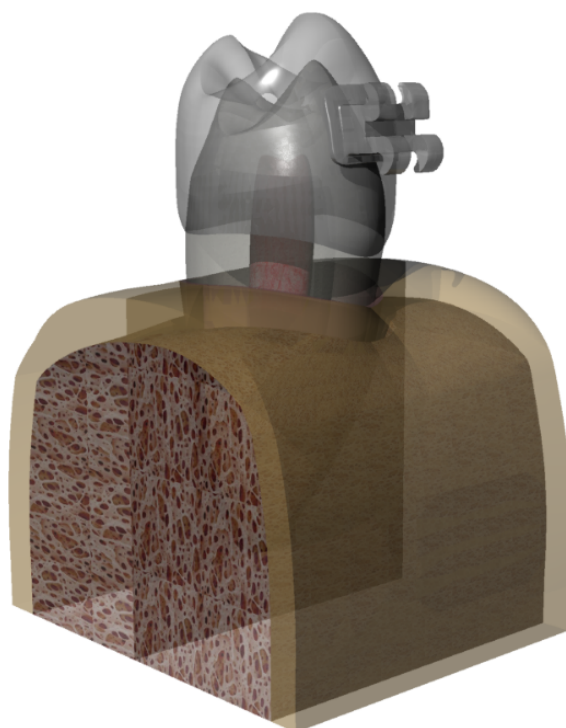


Figura 4. Geração de modelo hígido baseado nos principais marcos anatômicos e com auxílio de ferramenta específica do programa (Superfícies NURBS).

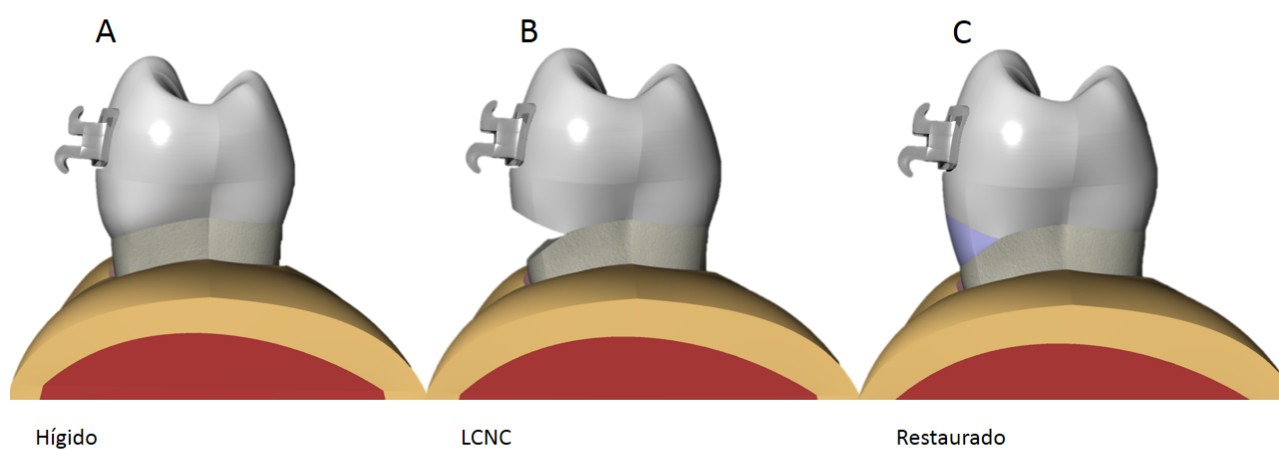


Figura 5. A- Modelo hígido. B- Modelo com lesão cervical não cariosa não restaurado. C – LCNC restaurada.

3.1.3 Exportação, malhagem dos modelos, condições de contorno e geração de resultado

Os modelos geométricos gerados no CAD foram exportados no formato STEP para o software ANSYS 12.0 (Ansys Workbench 12.0.1, PA, EUA). Neste software, as seguintes etapas foram realizadas: pré-processamento (inserção das propriedades mecânicas, definição dos volumes, definição do tipo de contato, malhagem e condição de contorno), processamento (cálculo dos dados) e pós-processamento (análise dos resultados de distribuição de tensão e deformação).

Para esta análise inicial, todas as estruturas dentárias e materiais restauradores foram considerados homogêneos e com propriedades lineares e elásticas. Esmalte e dentina foram considerados estruturas ortotrópicas, enquanto as demais foram consideradas isotrópicas (Tabela 1). O volume correspondente a cada estrutura dentária foi malhada com elementos controlados e conectados, resultando em uma malha refinada, homogênea e congruente. Este processo envolve a divisão do sistema a ser estudado em um conjunto de pequenos elementos distintos definidos por nós. Elementos sólidos quadráticos e tetraédricos de 10 nós foram utilizados. Devido à interação entre as estruturas dentárias e as propriedades adesivas dos materiais restauradores, os contatos entre todas as estruturas foram definidos como perfeitamente unidos, sendo assim, os elementos da malha de estruturas adjacentes respeitavam esta conectividade (Figura 6).

Para resultar em malha de excelente qualidade, foi realizado o teste de conversão de malha, iniciando com a malhagem automática do software e gradativamente decrescendo a dimensão do elemento. Para cada teste, foi gerado o resultado pelo critério de tensões equivalentes (Von Mises) e mensurado o maior valor de tensão localizado em dentina. A malha foi considerada satisfatória quando, mesmo com o decréscimo da dimensão do elemento, o valor máximo da tensão era similar aos imediatamente consequentes. O número e o tamanho de elementos gerados variaram dependendo dos diferentes volumes, sendo respeitada pela malhagem a geometria original.

Tabela 1. Propriedades mecânicas ortotrópicas e isotrópicas aplicadas nos modelos.

<i>Estrutura</i>	Orthotrópico			
	Longitudinal	Transversal	Z	
<i>Esmalte</i> <i>Dentina</i>	Modúlo de elasticidade (MPa)			(Miura et al., 2009)
	73,720	63,270	63,270	
	17,070	5610	5,610	
	Coeficiente de cisalhamento (MPa)			(Miura et al., 2009)
<i>Esmalte</i>	20,890	24,070	20,890	
<i>Dentina</i>	1700	6000	1700	
<i>Esmalte</i> <i>Dentina</i>	Coeficiente de poisson (v)			(Miura et al., 2009)
	0.23	0.45	0.23	
	0.30	0.33	0.30	
	Isotrópico			
<i>Polpa</i> <i>Ligamento Periodontal</i> <i>Osso cortical</i> <i>Osso medular</i> <i>Resina composta</i> <i>Braquete</i>	Modúlo de elasticidade (MPa)		Coeficiente de poisson (v)	
	2.07		0.45	(Rubin C, 1983)
	68.9		0.45	(Weinstein et al., 1980)
	13,700		0.30	(Carter DR, 1977)
<i>Osso medular</i> <i>Resina composta</i> <i>Braquete</i>	1370		0.30	(Carter DR, 1977)
	22,000		0.27	(Shinya et al., 2008)
<i>Braquete</i>	200		0.3	(Sardarian et al., 2014)

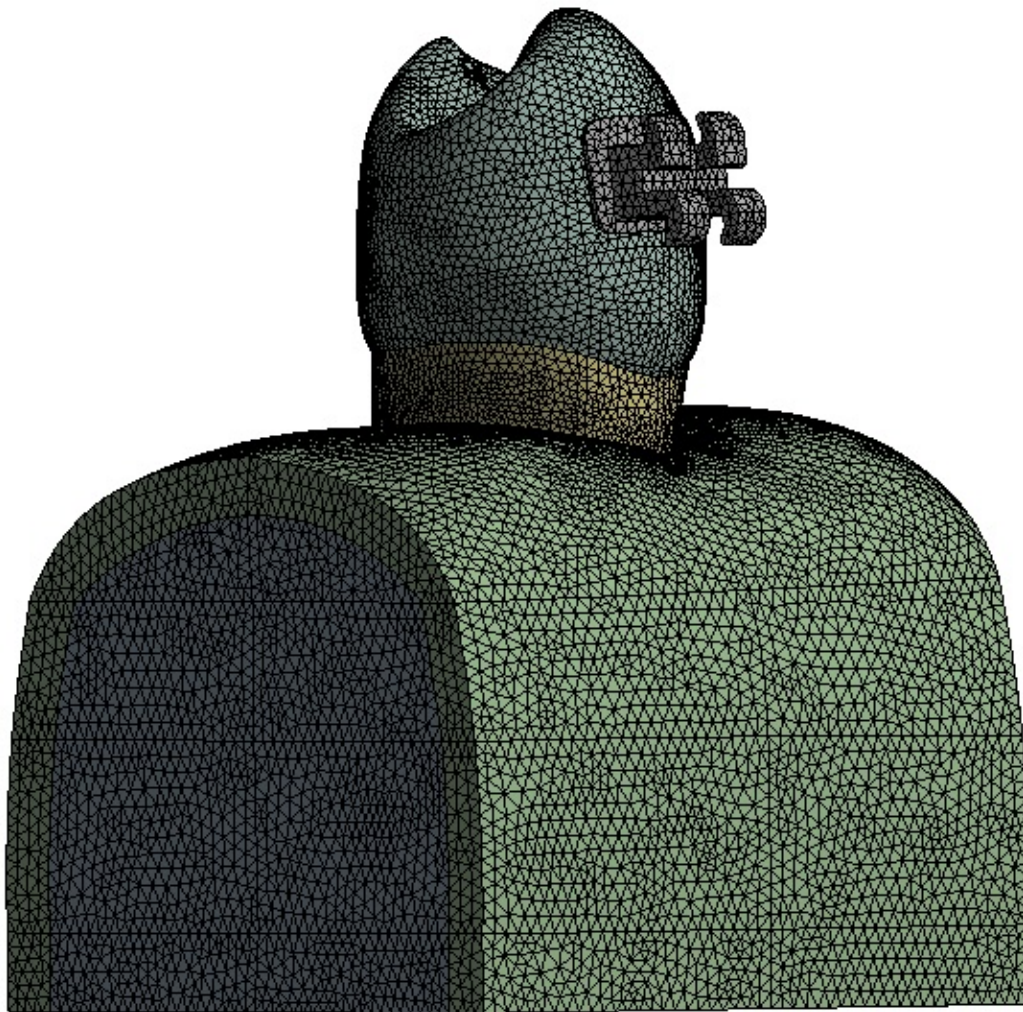


Figura 6. Malha dos sólidos com elementos tetraédricos de 10 nós.

A etapa de estabelecer as condições de contorno consiste no desenvolvimento de interações de restrição do grau de liberdade do elemento rígido e aplicação de força. Os modelos foram submetidos a cinco tipos de carregamento aplicados em superfícies do bráquete previamente definidas no software CAD (Figura 7). A fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais dos ossos cortical e medular, de modo a impedir o deslocamento do modelo (Figura 8).

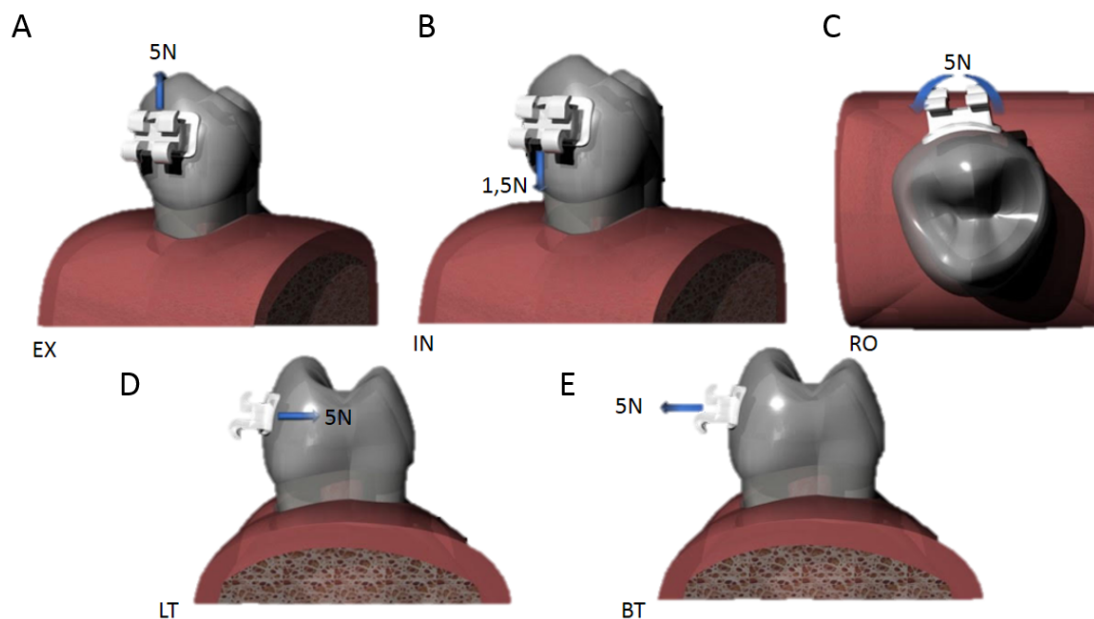


Figura 7. Forças e tipos de carregamentos aplicados: A – Extrusão, B – Intrusão, C – Giroversão, D – Palatinização e E - Vestibularização.

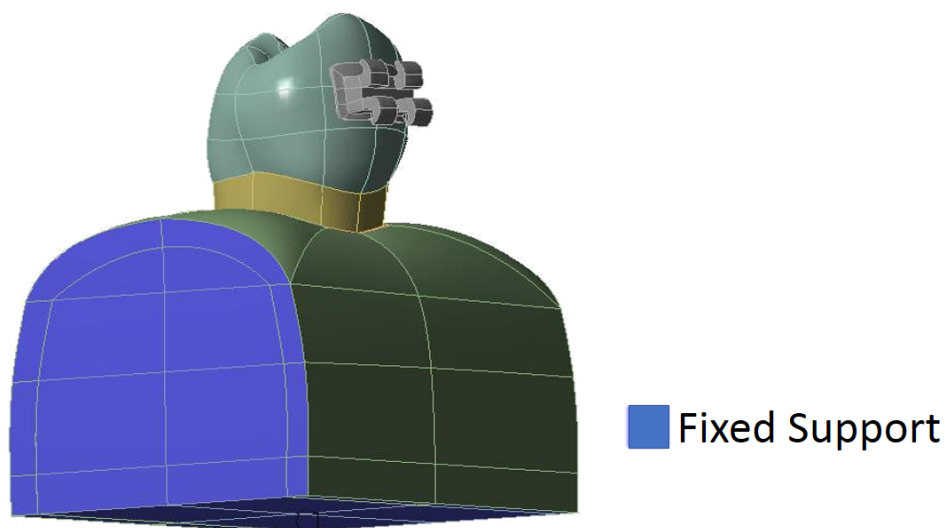


Figura 8. Condição de contorno e restrição de deslocamento na área azul.

Para análise dos resultados foram utilizados os critérios de Tensão Máxima Principal para análise da distribuição de tensão, mensurada em MPa.

3.2 Teste de Extensometria

3.2.1 Seleção e Inclusão das Amostras

Foram coletados 30 pré-molares superiores humanos, extraídos na Clínica de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problemas periodontais ou indicação ortodôntica. A coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (44645515.8.0000.5152). Os dentes foram visualizados em lupa estereoscópica 40X (Leica, Hanau, Alemanha de aumento) e os que eram hígidos, livres de trincas ou desgastes e cárie, foram armazenados em solução de água destilada. Após mensuração das medidas coronárias com um paquímetro digital, no sentido vestibulo/lingual e mesio/distal, ocorreu o descarte de pré-molares que apresentavam dimensões que desviavam de 5% da média, restando 10 pré-molares superiores hígidos de dimensões padrões e uniradiculares. Em seguida, os dentes foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, EUA) e realizada profilaxia com pedra pomes e água.

Para reproduzir o movimento do dente dentro do alvéolo, todas as amostras foram embutidas em resina de poliestireno (cristal, Piracicaba, SP, Brasil) a 2 milímetros da junção amelo-cementária, sendo o ligamento periodontal simulado, utilizando 0,15mm de material a base de poliéter (Impregum S; 3M ESPE, St. Paul, Minn) circundando a raiz (Soares et al., 2008a). Neste processo, o dente foi marcado com caneta para retroprojeto distanciando 2,0mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular foi recoberta com cera nº7. Foi colado à região central coronal do pré-molar o braquete de modelo Roth Standard de pré-molares - cód. 10.10.224 estando sempre centralizado em relação aos dentes vizinhos (Figura 9). Sendo assim foi realizado um modelo de 4 dentes em resina, o qual na região de primeiro pré-molar havia um engaste (Figura 10) para receber o dente coletado. Estes modelos foram individualizados para cada um dos dentes de acordo com o movimento a ser realizado, igualmente a análise de elementos finitos (Figura

11). Para a realização desta movimentação foi utilizados fios ortodônticos do tipo NITI.



Figura 9. Colagem do bráquete ortodôntico.

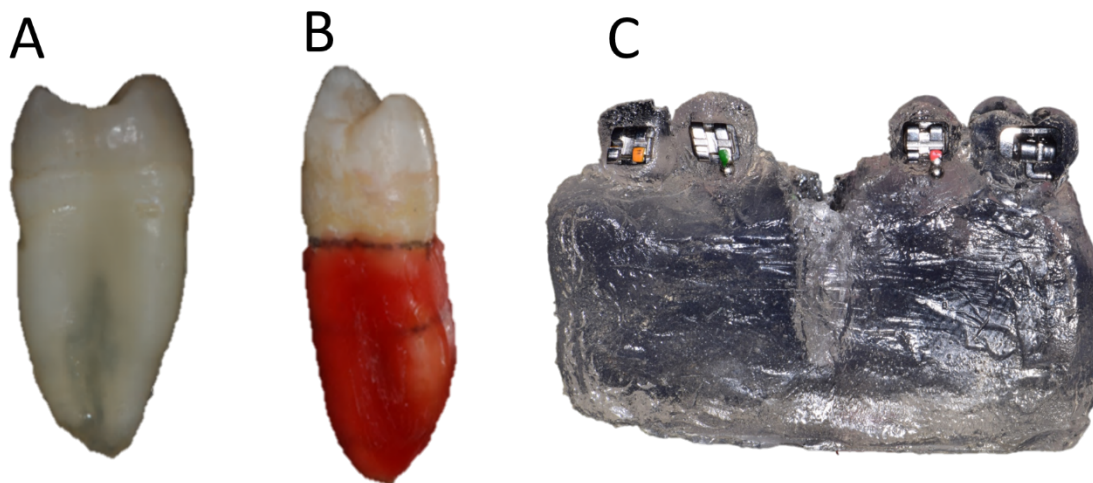


Figura 10. Processo de formação do modelo a ser incluído os dentes. A- Seleção de 10 pré-molares hígidos. B- Alívio em cera para simular espaço do ligamento periodontal. C – Modelo de resina de poliestireno.

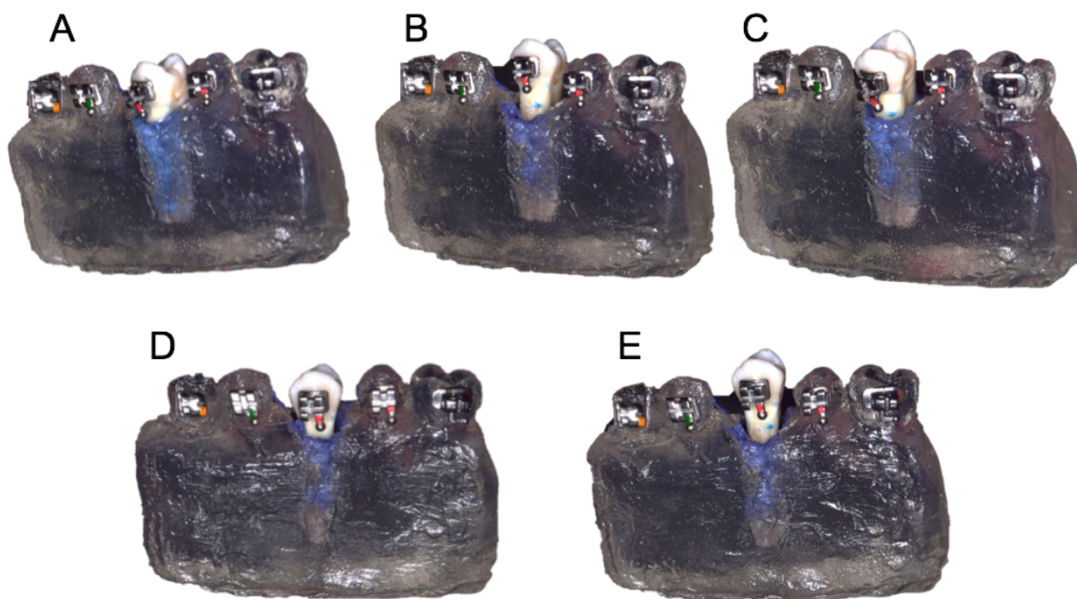


Figura 11. Individualização para cada dente: A – giroversão, B - Vestibularização, C – Palatinização, D – Extrusão, E – Intrusão.

3.2.2 Mensuração da Deformação das Amostras Húidas

Para mensuração da deformação das amostras foi colado um extensômetro (PA-06-060BG-350LEN; Excel Sensors, São Paulo, Brasil), em cada amostra, posicionado paralelamente ao longo eixo do dente na face vestibular, a 2mm apical da junção amelo-cementária (Figura 12).

Os extensômetros utilizados neste trabalho apresentavam a área ativa da grelha de 1mm², resistência elétrica de 350Ω e fios de cobre soldados nos terminais. O fator de sensibilidade (gauge factor) era de 2,13. A colagem dos extensômetros foi realizada com aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 15s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) sob pressão digital durante 60 segundos.



Figura 12. Colagem dos extensômetros com cianoacrilato.

Os fios dos extensômetros foram conectados ao Sistema de Aquisição de Dados (ADS0500IP, Lynx, SP, no esquema de meia ponte de Wheatstone com um extensômetro fixado em outro dente de respectivo grupo fora do processo de análise para compensar alterações dimensionais por temperatura (Soares et al., 2008a) (Figura 13).

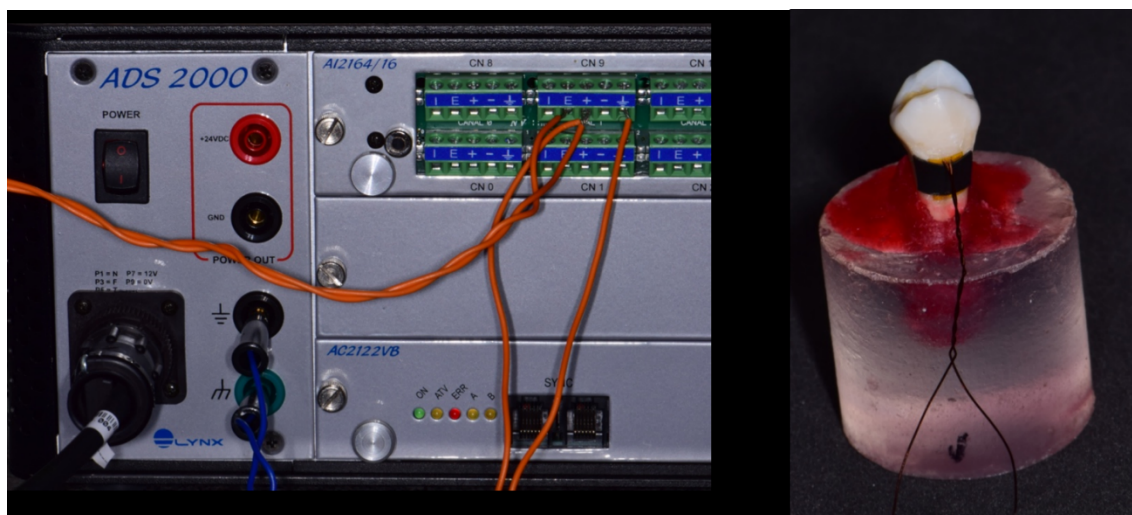


Figura 13. Placa de aquisição de sinais e amostra passiva.

Assim, as amostras HI foram submetidas à aplicação de carga ortodôntica, em cada um dos diferentes modelos. Estas cargas ortodônticas foram realizadas de acordo com a tabela de cargas do Proffit e sempre utilizando um tensiômetro para o cálculo da quantidade de força aplicada (Tabela 2) (William R. Proffit; Henry W. Fields, 2008).

Tabela 2: Forças ideais para o tratamento ortodôntico (William R. Proffit; Henry W. Fields, 2008).

TABELA 9-3

Força Ótima para o Movimento Dentário Ortodôntico

Tipo de movimento	Força* (g)
Inclinação	35-60
Movimento de corpo (translação)	70-120
Verticalização de raiz	50-100
Rotação	35-60
Extrusão	35-60
Intrusão	10-20

*Os valores dependem em parte do tamanho do dente; valores menores são apropriados para incisivos, valores maiores para dentes posteriores multirradiculados.

3.2.3 Preparo das Amostras

Lesões cervicais não cariosas de morfologia cunha foram simuladas com ponta diamantada (3118, KG Sorensen, Barueri, SP), com dimensões de 2,5mm de profundidade, 2,5mm de abertura e abrangendo toda a região no sentido mésio-distal na região vestibular, com o centro localizado na junção amelo-cementária (Figura 14). Sobre os 10 dentes foram então aplicadas novamente as 5 cargas ortodônticas (Figura 15).

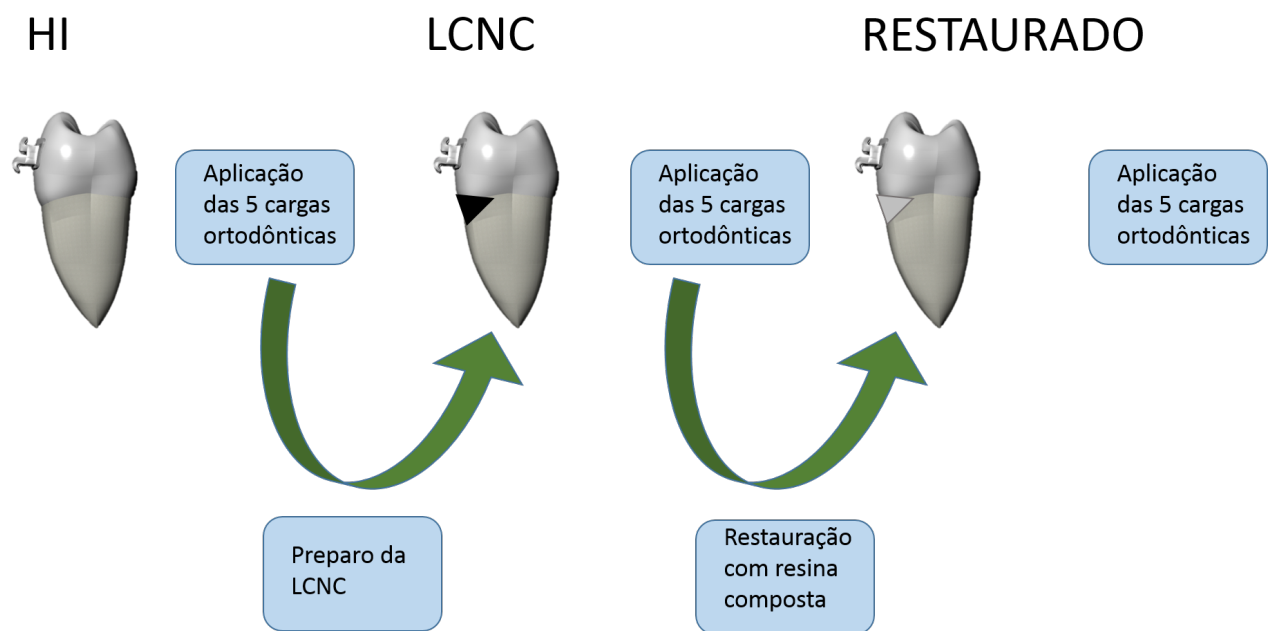


Figura 14: Aplicação de carga ortodôntica na extensometria.

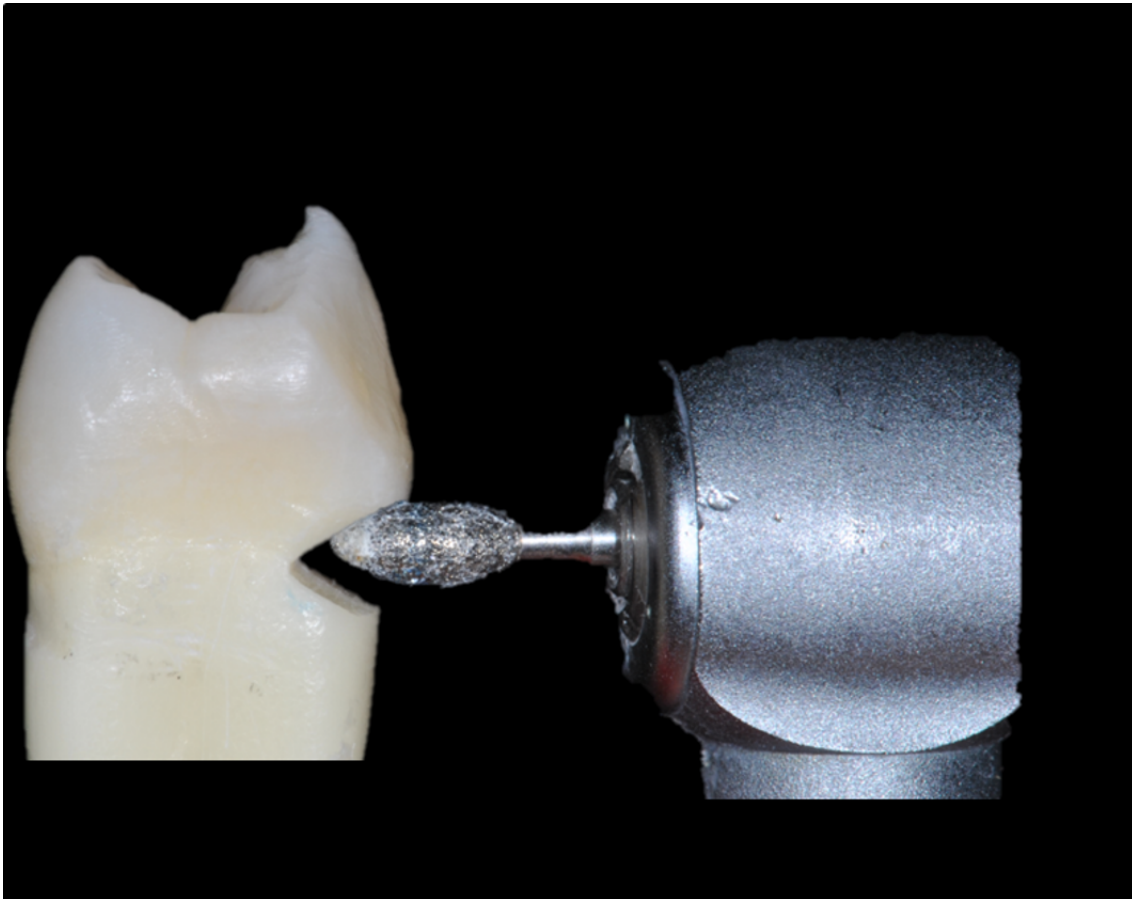


Figura 15. Ponta diamantada 3118 para simulação da LCNC.

Após a aplicação de carga nos dentes com LCNC, foram feitas restaurações com resina composta. Para as restaurações em resina composta (Z350 – A3, 3M ESPE), realizaram-se o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico 37% por 15 segundos (Condac 37%, FGM) e aplicação de sistema adesivo de 2 passos (Single-bond II, 3M ESPE). A resina foi inserida em porções de até 2mm, sendo cada incremento fotoativado por 40 segundos (Figura 16). Após a restauração estar completa, foi realizado novamente a aplicação de carga nos dentes.



Figura 16. Restauração com resina composta da LCNC.

3.2.4 Análise dos resultados

Os dados obtidos foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados (AqDados 7.02 e AqAnalysis, Lynx, SP, Brasil). Durante a aplicação da carga ortodôntica o sistema de aquisição de dados coletou um nível de microdeformação (μs) a cada 0,3 segundos. Os resultados foram obtidos em microdeformação e analisados por Análise de Variância Two-Way com repetição de amostra e Teste Tukey (Estado do dente X Carga Ortodôntica), com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

5 Resultados

5.1 Análise de elementos finitos

O critério de Tensão Máxima Principal (S1), faz uma distinção entre as tensões, considerando os valores negativos (colocação mais próxima ao azul) como tensão de compressão e os valores positivos (coloração mais próxima ao vermelho) sendo tensão de tração.

Ambos os fatores de estudo utilizados nesta pesquisa influenciaram o comportamento biomecânico do elemento dentário, resultando em diferentes padrões de distribuição de tensão. Para os modelos hígidos, observou-se que o carregamento ortodôntico promoveu acúmulo de tensão na região cervical do dente. Nos movimentos de EX (3,19 MPa) e GI (3,25MPa), a tensão acumulada está mais concentrada no terço cervical, sendo que quando executa-se o movimento de EX, a região com tensão de tração abrangeu sentido cervical-ápice. Já no carregamento GI, o acúmulo de tração ocorreu no sentido mésio-distal, o qual é o sentido do movimento. No movimento de VE (1,54 MPa), vemos compressão sendo acumulada na região do osso e ligamento periodontal na região mesial. O movimento de IN (1,15 MPa) e PA (1,53 MPa) tiveram grande parte da dentina com compressão, e baixa tração no esmalte. (Figuras 17 e 20).

Em dentes com lesões cervicais não cariosas não restauradas, as tensões concentraram no interior da cavidade e apresentaram maior intensidade quando comparado com os modelos hígidos e LCNC restaurado. Movimentos de EX (3,96 MPa), GI (4,25 MPa) e PA (3,25 MPa) o acúmulo de tração foi maior no fundo da lesão. Em contrapartida, os carregamentos EX, GI, VE (3,15 MPa) e PA resultaram em acúmulo de tração nas regiões proximais do dente. Para o movimento de IN (1,75 MPa) e VE, tensão de compressão foi identificada no fundo da lesão (Figuras 18 e 21).

Nos modelos que apresentam LCNCs restauradas, as tensões tiveram uma distribuição mais homogênea na superfície dentária. Existe Tensão acumulada em alguns pontos do dente, mais maior parte se encontra fora região da LCNC, se tornando muito similares aos dentes hígidos. O movimento de GI

(3,27 MPa) ainda possui tensões de tração na região distal, e o de VE (1,75 MPa) de compressão na região proximal do osso. O movimento de EX (3,22 MPa) e PA (1,65 MPa) tiveram uma leve concentração de tração na região abaixo da restauração. O movimento de IN (1,27 MPa), teve baixa concentração de tensão (Figuras 19 e 22). Todos os movimentos foram tabulados e analisados os valores em um gráfico comparativo entre os movimentos (gráfico 1).

Dente Hígido

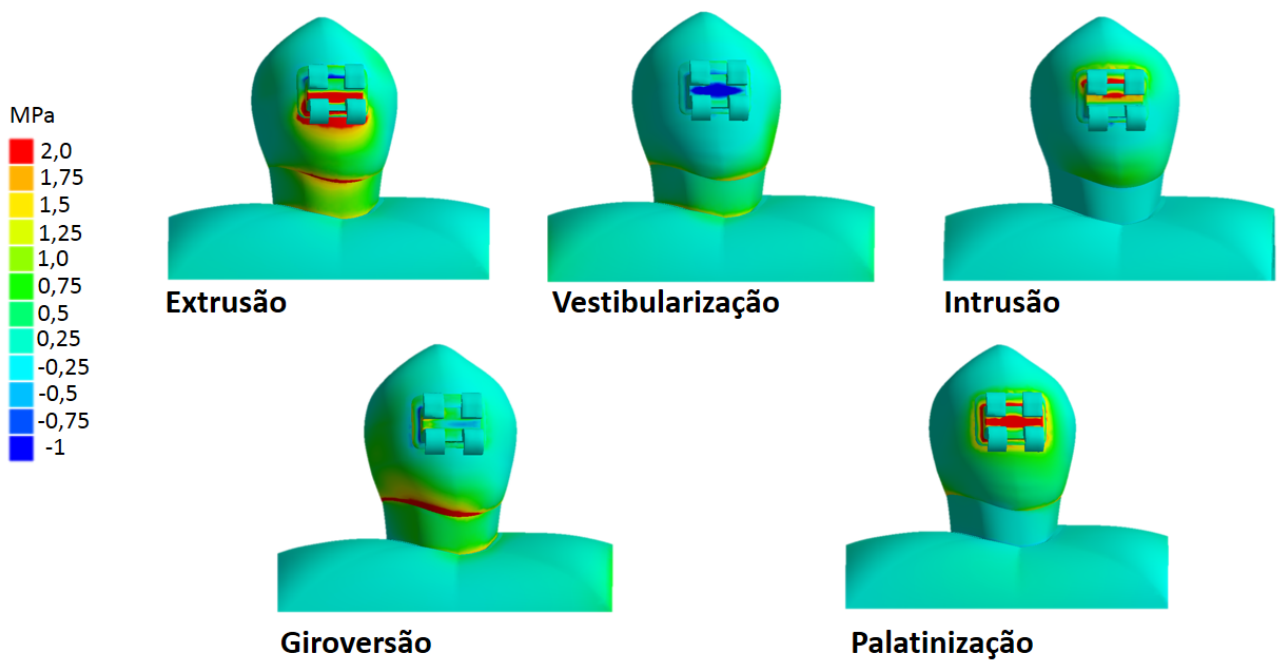


Figura 17: Tensão máxima principal aplicada aos dentes hígidos, vista vestibular.

LCNC

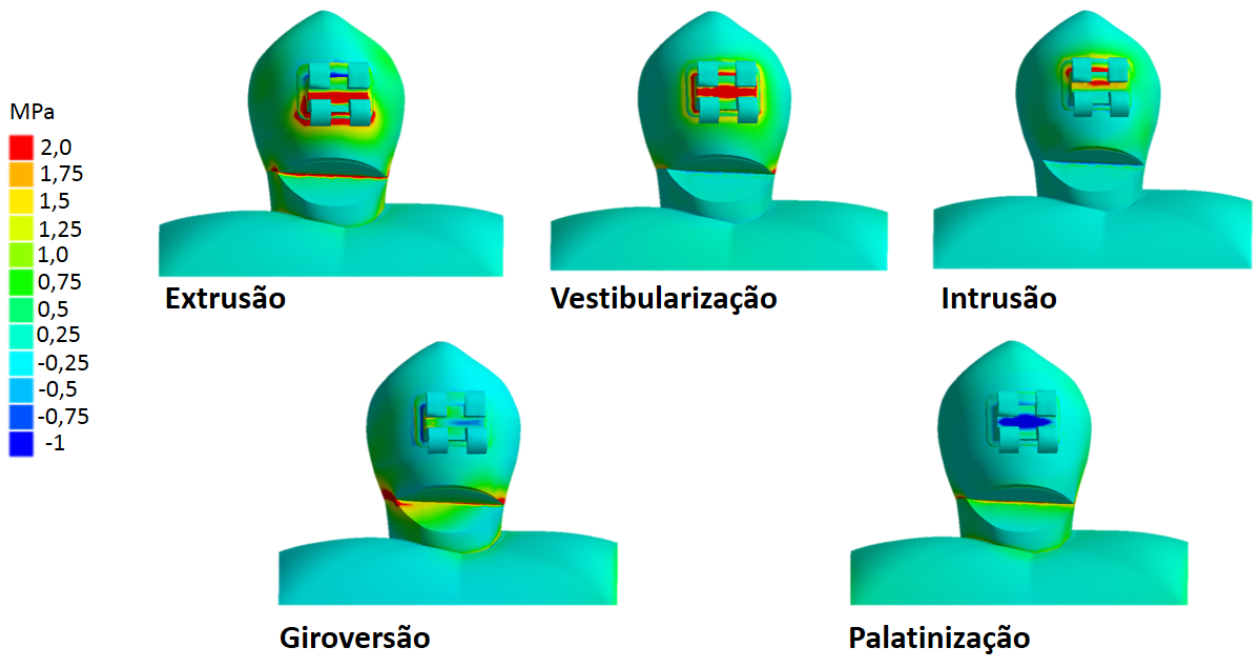


Figura 18: Tensão máxima principal aplicada aos dentes com LCNC, vista vestibular.

LCNC Restaurada

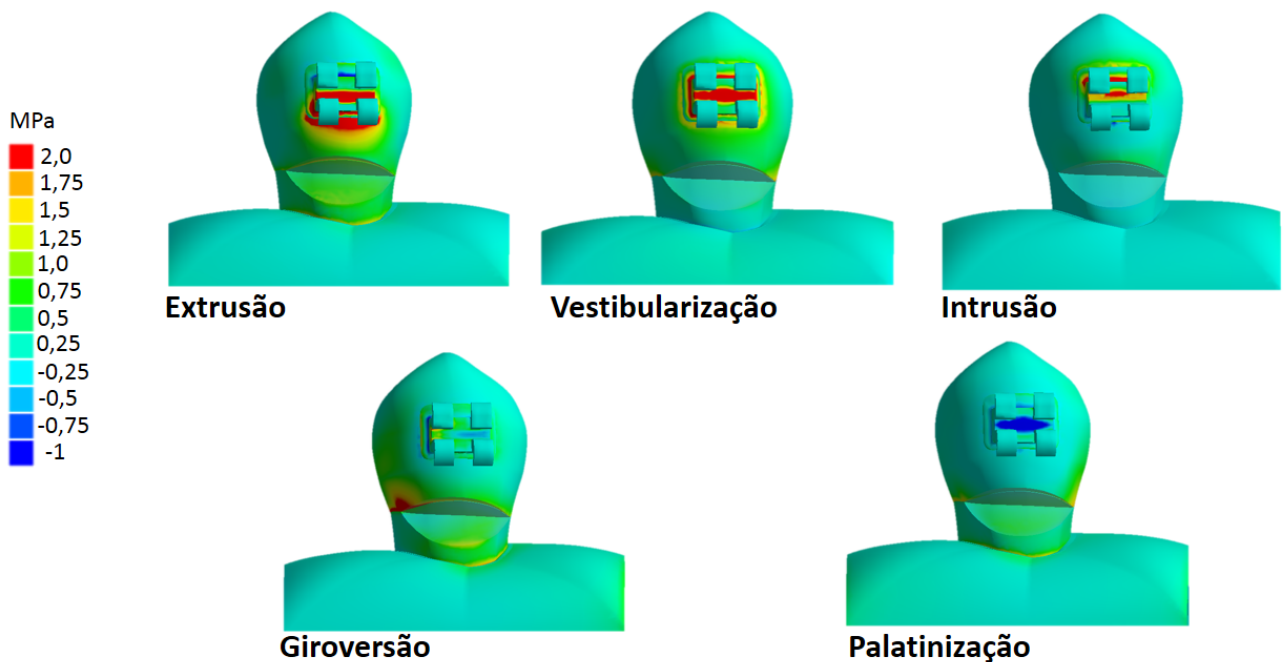


Figura 19: Tensão máxima principal aplicada aos dentes com restauração na LCNC, vista vestibular.

Dente Hígido

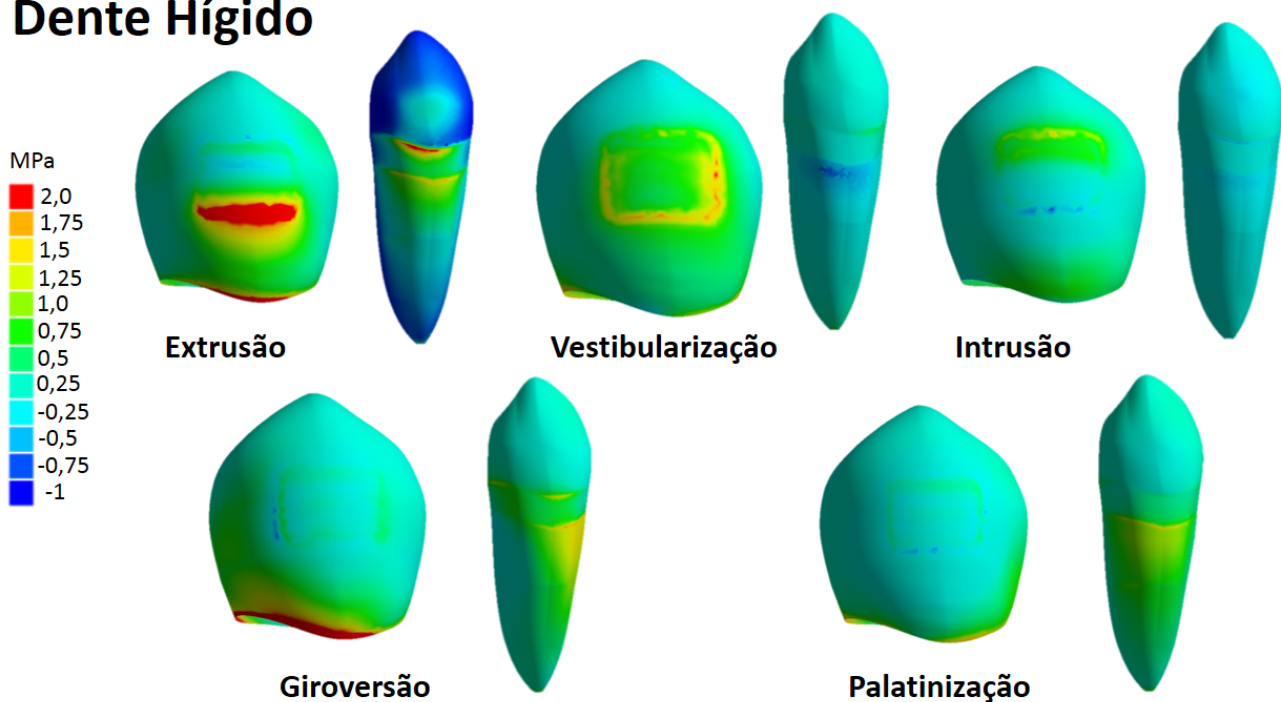


Figura 20: Tensão máxima principal aplicada aos dentes hígidos, vista esmalte e dentina separados.

LCNC

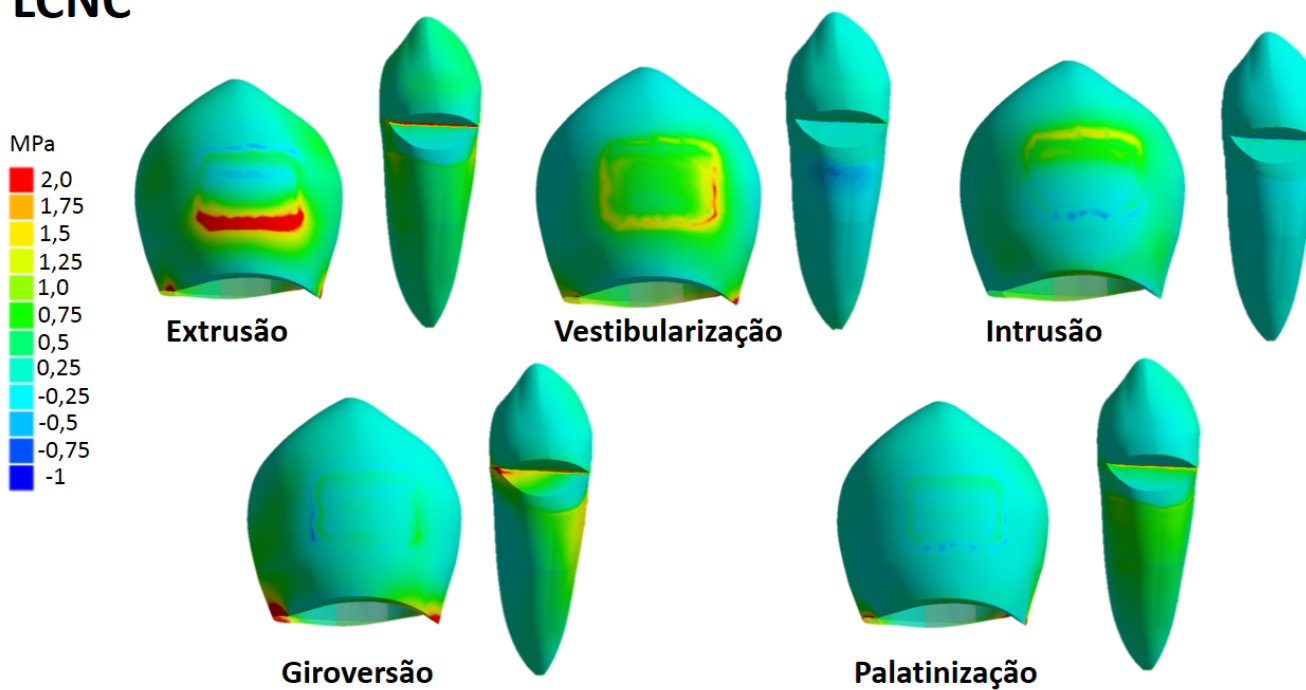


Figura 21: Tensão máxima principal aplicada aos dentes com LCNC, vista esmalte e dentina separados.

LCNC Restaurada

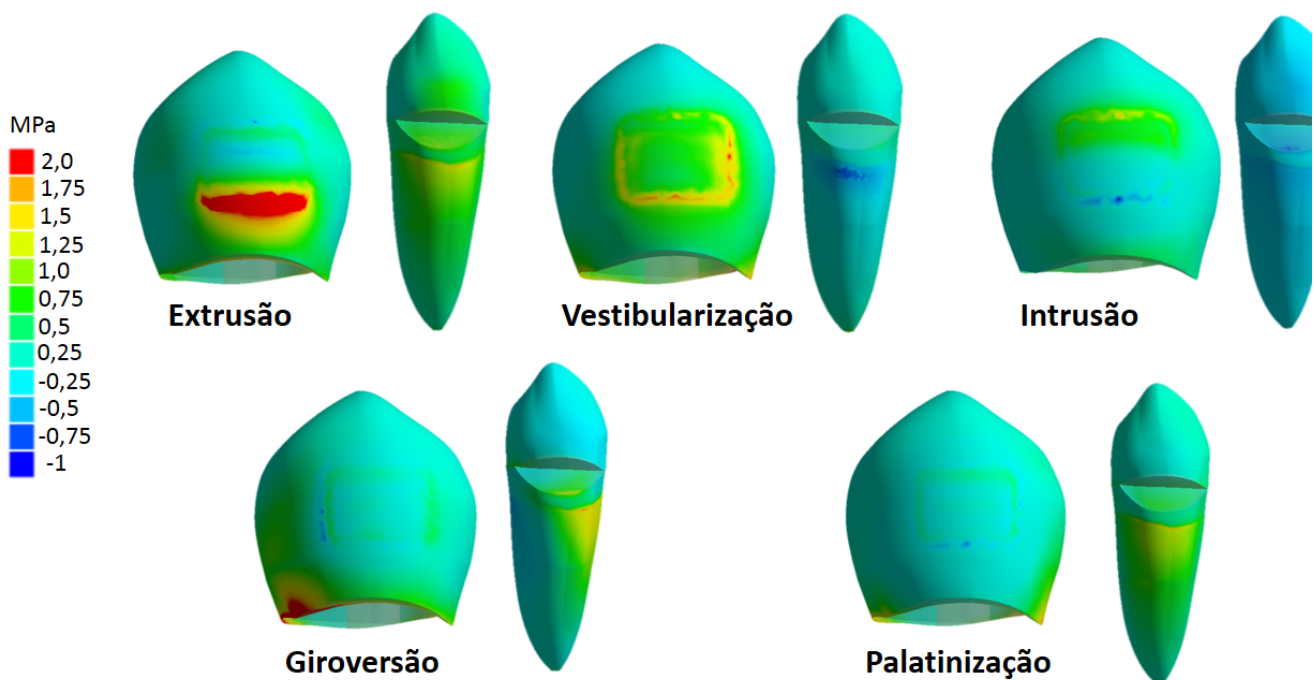


Figura 22: Tensão máxima principal aplicada aos dentes com restauração na LCNC, vista esmalte e dentina separados.

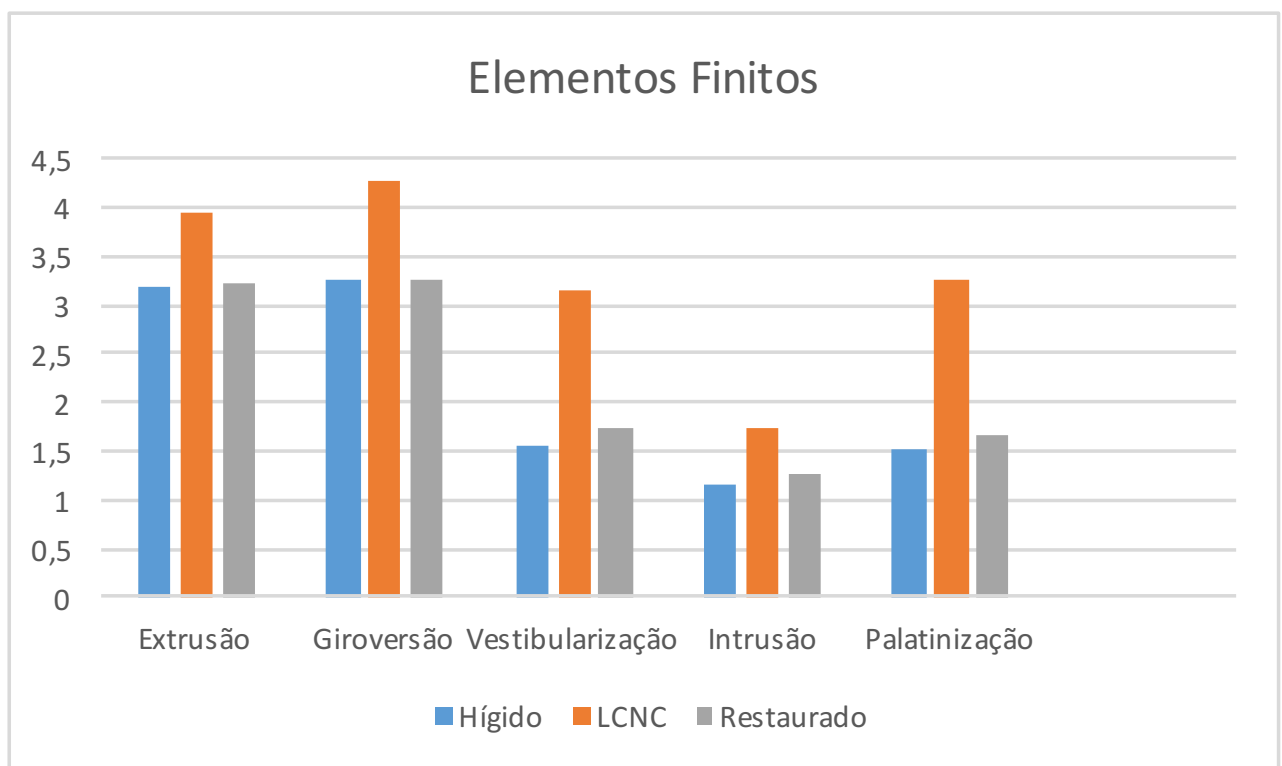


Gráfico 1: Comparação entre valores de elementos finitos.

5.2 Análise da Extensometria

Para a análise do padrão de deformação mensurado pelo teste de extensometria, é possível fazer uma correlação dos principais fatores intensificadores obtidos como resultado na análise das tensões por elementos finitos.

O valor de todos os grupos analisados, tanto com os diferentes carregamentos ortodônticos e as condições do dente na região cervical, encontram-se na tabela 3. O grupo que apresenta LCNC não restaurada, apresentou maior deformação quando comparado com os grupos hígidos e LCNC restaurada; independentemente do tipo de carregamento. Ao analisar o tipo de movimento ortodôntico, estes não apresentaram diferença quando o elemento dentário está hígido ou restaurado. Entretanto, ao fazer esta mesma análise para o grupo LCNC sem restauração, os grupos GI (44,03Ms), VE (49,84 Ms) e IN (45,89 Ms) obtiveram valores maiores em relação EX (36,70Ms) e PA (42,74 Ms). Foi gerado um gráfico comparativo entre os movimentos de extensometria para uma comparação visual dos resultados (Gráfico 2).

Tabela 3. Resultados do teste de extensometria: letra minúscula é a análise entre os movimentos (horizontal) e letra maiúscula análise da região cervical (vertical).

	Extrusão	Palatinização	Vestibularização	Giroversão	Intrusão
<i>Hígido</i>	22,22 (5,55) Aa	24,39 (4,70) Aa	25,84 (6,26) Aa	26,40 (5,73) Aa	26,61 (5,35) Aa
<i>LCNC sem restauração</i>	36,70 (7,69) Ba	42,74 (6,64) Ba	49,84 (3,62) Bb	44,03 (2,24) Bb	45,89 (4,17) Bb
<i>Restaurado</i>	23,93 (3,37) Aa	24,03 (3,10) Aa	27,06 (2,38) Aa	26,66 (3,54) Aa	24,69 (3,82) Aa

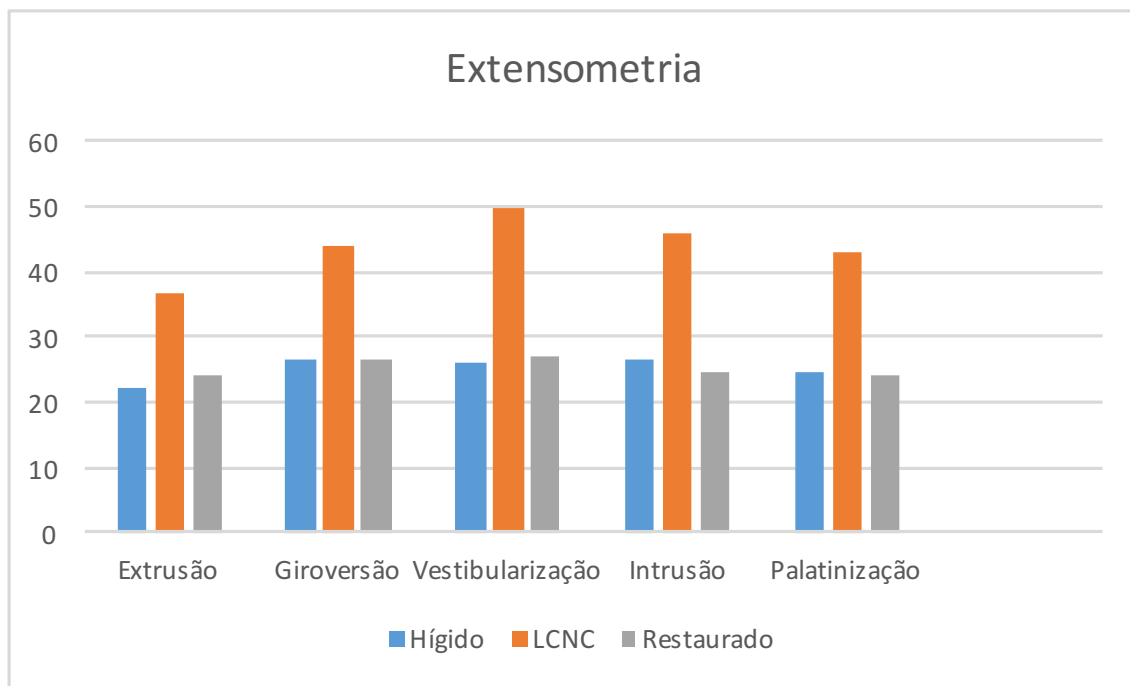


Gráfico 2. Resultados do teste de extensometria.

DISCUSSÃO

6. Discussão

Em relação aos aspectos analisados no presente estudo, a hipótese nula foi rejeitada, pois os movimentos ortodônticos influenciaram nos padrões de distribuição de tensão e deformação na região cervical do dente.

O tratamento ortodôntico vem sendo utilizado desde o século XIX passado e recebe mais dedicação dos pesquisadores e clínicos com o transcorrer das décadas, principalmente devido a seriedade e prevalência de más-oclusões no mundo todo (Nobile et al., 2007). Existem diversos estudos em vários países do mundo, o qual sua prevalência varia muito de acordo com a região e a idade o qual é realizado o estudo (Alkhatib et al., 2005; Nobile et al., 2007), entretanto a prevalência é de 25 até 50%. A incidência em pacientes jovens é muito alta, principalmente de 12 a 14 anos de idade (Alkhatib et al., 2005).

Assim como alterações com necessidades de correções ortodônticas, as LCNCs também possuem alta prevalência, podendo variar alcançar 7 em cada 10 pessoas de determinada população. (Bartlett et al., 2013). Apesar de serem duas situações bucais muito presentes na rotina clínica do cirurgião-dentista, mesmo após extenso levantamento bibliográfico, não encontrou-se artigos o qual relacionassem ambos os assuntos. Devido à formação e progressão destas lesões serem de origem multifatorial; sendo a concentração de tensão um dos fatores etiológicos, tem-se a necessidade de entender qual a influência da tensão gerada pelo carregamento ortodôntico em um dente com lesão cervical não-cariosa.

A quantidade de pessoas que precisam de tratamento ortodôntico no mundo é muito grande, e por uma variedade de razões (Hunt et al., 2001; Nobile et al., 2007). O diagnóstico precoce para a necessidade de tratamento ortodôntico, facilita no prognóstico e também no tempo o qual o paciente será tratado (Robb et al., 1998; Skidmore et al., 2006). O paciente se preocupa muito com o tempo o qual o tratamento irá acontecer, e com o resultado final também, levando sempre em consideração a correta função do aparelho estomatognático, e também com o resultado estético final do tratamento

(Beckwith et al., 1999; Hunt et al., 2001). O ortodontista então necessita de verificar todos os fatores os quais estarão envolvidos no tratamento, para que se tenha um resultado positivo e de satisfação do paciente (Beckwith et al., 1999; Hunt et al., 2001). O tratamento ortodôntico influencia na autoestima do paciente, podendo gerar expectativas positivas ou negativas de acordo com o tratamento realizado (Tung & Kiyak, 1998).

Existem estudos que mostram que as LCNC, possuem uma grande concentração de tensão no fundo da lesão (Soares et al., 2014). Esta concentração se dá devido ao ângulo formado, que assim resulta em uma maior concentração de tensão nessas áreas (Soares et al., 2014). Quando restauradas, estas lesões se assemelham muito ao dente hígido, aumentando a homogeneidade da distribuição das tensões no fundo e nas paredes das lesões (Soares et al., 2015).

A variação de inclinação do carregamento oclusal pode promover uma diferente concentração de tensão na região cervical, podendo assim promover a trinca e quebra de prismas de esmalte e conseqüentemente a perda de material dentário na região de esmalte (Lee & Eakle, 1996; Rees et al., 2003). Com esta concentração fora do longo eixo, o dente se torna mais frágil e a perda de tecido dentinário e de material restaurador é maior (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b). Para que este dente com LCNC tenha um comportamento mecânico mais similar ao hígido, é necessário que se restaure, o qual o material restaurador utilizado deve se aproximar o máximo possível do padrão de distribuição de tensão e deformação do elemento dentário quando este era íntegro (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b).

As propriedades mecânicas das LCNC, quando restauradas, demonstram que o acúmulo de tensões se torna mais uniforme (Soares et al., 2014). Para este tipo de tratamento então é necessário que se escolha o material restaurador que mais se assemelhe biomecânica mente com o dente. A resina composta possui propriedades mecânicas muito semelhantes a da dentina, e podem ser selecionadas como um material que irá compensar e dissipar a quantidade de tensão gerada pela perda de tecido mineral (Senawongse et al.,

2010). Quando restaurados, estes dentes previnem o contato da lesão com agentes externos como a atrição e a agentes corrosivos.

As lesões cervicais não cariosas possuem uma progressão e formação de acordo com a tríade (Figura 2), e dependem de pelo menos 2 fatores para que se forme uma LCNC (Grippio et al., 2012). Enquanto esses fatores existirem, sua formação e progressão não cessarão, mostrando que quando apenas restaurado, o dente continuará a ter uma progressão, independente se o paciente está ou não em tratamento ortodôntico; podendo causar falhas nestas restaurações (Grippio et al., 2012),.

Nos resultados de elementos finitos, a quantidade de tensão acumulada nos dentes que possuíam LCNC é maior quando comparado com os modelos hígidos e com LCNC restaurada, mostrando uma condição muito próxima ao teste de extensometria. Quando restaurados, estes dentes demonstraram uma distribuição de tensão e deformação muito semelhante ao do dente hígido, tornando a distribuição de tensão mais uniforme; sendo um dos motivos que justifica a importância do protocolo restaurador das LCNCs previamente ao tratamento restaurador.

Quanto mais fatores o ortodontista puder diagnosticar previamente ao tratamento ortodôntico, melhor será o resultado final e mais rápido isso poderá acontecer (Robb et al., 1998). Com base neste fator que este estudo foi realizado, para que o clínico entenda a necessidade de se restaurar os dentes com LCNC previamente ao tratamento ortodôntico. E como resultados desta pesquisa, viu-se que o movimento ortodôntico exerce uma grande influência na região cervical.

Por mais que a força aplicada nos dentes durante o tratamento seja de um valor muito pequeno, vale ressaltar que esta força é aplicada durante todo o tempo o qual o paciente estará em tratamento. Como este estudo mostra, o tratamento ortodôntico pode vir a ser um fator de progressão da lesão cervical não cariosa, e não pode gerar uma LCNC sozinho, sendo apenas um contribuinte com as forças de progressão desta lesão.

Nas análises de elementos finitos, quando uma força é aplicada em uma direção, a área de oposição a esta força gera uma compressão, enquanto a área de direção da força uma tração. EX e PA obtiveram uma diferença significativa em relação aos demais movimentos com LCNC, devido a distribuição de tensão estar envolvida com a direção o qual a força é aplicada.

Apenas 2 fatores dentro do grupo de LCNC obtiveram diferença estatística dos demais, isso se deu devido á distribuição da deformação destes com o resto dos componentes ser diferente devido a direção o qual a força foi aplicada. A diferença estatística encontrada entre os grupos, mostra que os dentes com LCNC acumulam mais tensão, principalmente devido à perda de material dentário.

A aplicação clínica deste estudo leva os autores a orientar sempre a restaurar previamente uma LCNC, e caso esta restauração se solte, restaurar imediatamente para que não se tenha concentração de tensão no fundo da lesão durante o movimento ortodôntico. Existem algumas limitações neste estudo que é a análise linear de elementos finitos, um estudo realizado com apenas um dente e o fato de que na extensometria não foi possível colar o extensometro dentro da lesão, pois o teste não permite dobrar o extensometro. Para estudos futuros são necessários uma compreensão clínica, necessitando de se realizar testes em pacientes, juntamente com análises de elementos finitos mais abrangentes e mais elaboradas.

CONCLUSÕES

7. Conclusões:

Considerando as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1. A perda de estrutura dentária na região cervical promove alteração no padrão tensão-deformação do elemento dentário;
2. O carregamento ortodôntico em dente com LCNC está relacionado à maior deformação e acúmulo de tensão;
3. Restauração de resina composta promove uma distribuição de tensão mais semelhante ao dente hígido;

REFERÊNCIAS

8. Referências

1. Afolabi AO, Shaba OP, Adegbulugbe IC. Distribution and characteristics of non carious cervical lesions in an adult Nigerian population. **Nigerian quarterly journal of hospital medicine**. 2012;22(1):1-6.
2. Alkhatib MN, Bedi R, Foster C, Jopanputra P, Allan S. Ethnic variations in orthodontic treatment need in London schoolchildren. **BMC oral health**. 2005;5(8).
3. Bartlett DW, Lussi A, West NX, Bouchard P, Sanz M, Bourgeois D. Prevalence of tooth wear on buccal and lingual surfaces and possible risk factors in young European adults. **Journal of dentistry**. 2013;41(11):1007-13.
4. Beckwith FR, Ackerman RJ, Jr., Cobb CM, Tira DE. An evaluation of factors affecting duration of orthodontic treatment. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics**. 1999;115(4):439-47.
5. Buckley LA. The relationships between malocclusion, gingival inflammation, plaque and calculus. **Journal of periodontology**. 1981;52(1):35-40.
6. Carter DR HW. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. **The Journal of bone and joint surgery American volume**. 1977;59(7):954-62.(
7. Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G. Non carious cervical lesions. A review. **Minerva stomatologica**. 2006;55(1-2):43-57.
8. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. **Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]**. 2013;25(4):265-72.
9. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. **Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]**. 2012;24(1):10-23.
10. Heravi F, Salari S, Tanbakuchi B, Loh S, Amiri M. Effects of crown-root angle on stress distribution in the maxillary central incisors' PDL during application of intrusive and retraction forces: a three-dimensional finite element analysis. **Progress in orthodontics**. 2013;14(26).
11. Hunt O, Hepper P, Johnston C, Stevenson M, Burden D. Professional perceptions of the benefits of orthodontic treatment. **European journal of orthodontics**. 2001;23(3):315-23.
12. Knop L GJL SR, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in Orthodontics. **Dental Press Journal of Orthodontics**. 2015.;Mar-Apr;20(2):119-25(
13. Lee WC, Eakle WS. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. **The Journal of prosthetic dentistry**. 1996;75(5):487-94.
14. Lin YH, Gillam DG. The Prevalence of Root Sensitivity following Periodontal Therapy: A Systematic Review. **International journal of dentistry**. 2012;2012(407023).
15. Lyttle HA, Sidhu N, Smyth B. A study of the classification and treatment of noncarious cervical lesions by general practitioners. **The Journal of prosthetic dentistry**. 1998;79(3):342-6.
16. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. **Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials**. 2009;25(1):67-73.
17. Nobile CG, Pavia M, Fortunato L, Angelillo IF. Prevalence and factors related to malocclusion and orthodontic treatment need in children and adolescents in Italy. **European journal of public health**. 2007;17(6):637-41.
18. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. **European journal of oral sciences**. 2003;111(2):149-54.
19. Robb SI, Sadowsky C, Schneider BJ, BeGole EA. Effectiveness and duration of orthodontic treatment in adults and adolescents. **American journal of orthodontics and dentofacial**

- orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.** 1998;114(4):383-6.
20. Rubin C KN, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **Journal of dental research.** 1983;62(2):82-6(
 21. Santos-Filho PC, Castro CG, Silva GR, Campos RE, Soares CJ. Effects of post system and length on the strain and fracture resistance of root filled bovine teeth. **International endodontic journal.** 2008;41(6):493-501.
 22. Sardarian A, Danaei SM, Shahidi S, Boushehri SG, Geramy A. The effect of vertical bracket positioning on torque and the resultant stress in the periodontal ligament-a finite element study. **Progress in orthodontics.** 2014;15(1):50.
 23. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. **Dental materials journal.** 2010;29(3):324-9.
 24. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Shinya A, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. **The journal of adhesive dentistry.** 2008;10(5):365-71.
 25. Skidmore KJ, Brook KJ, Thomson WM, Harding WJ. Factors influencing treatment time in orthodontic patients. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.** 2006;129(2):230-8.
 26. Smith WA, Marchan S, Rafeek RN. The prevalence and severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a university hospital in Trinidad. **Journal of oral rehabilitation.** 2008;35(2):128-34.
 27. Soares PV, de Almeida Milito G, Pereira FA, Reis BR, Soares CJ, de Sousa Menezes M, et al. Rapid prototyping and 3D-virtual models for operative dentistry education in Brazil. **Journal of dental education.** 2013a;77(3):358-63.
 28. Soares PV, Machado AC, Zeola LF, Souza PG, Galvao AM, Montes TC, et al. Loading and composite restoration assessment of various non-carious cervical lesions morphologies - 3D finite element analysis. **Australian dental journal.** 2015;60(3):309-16.
 29. Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **The Journal of prosthetic dentistry.** 2008a;99(2):114-22.
 30. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **The Journal of prosthetic dentistry.** 2008b;99(1):30-7.
 31. Soares PV, Santos-Filho PC, Soares CJ, Faria VL, Naves MF, Michael JA, et al. Non-carious cervical lesions: influence of morphology and load type on biomechanical behaviour of maxillary incisors. **Australian dental journal.** 2013b;58(3):306-14.
 32. Soares PV, Souza LV, Verissimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PC, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. **Journal of oral rehabilitation.** 2014;41(2):108-14.
 33. Tamaro S, Wennstrom JL, Bergenholtz G. Root-dentin sensitivity following non-surgical periodontal treatment. **Journal of clinical periodontology.** 2000;27(9):690-7.
 34. Tung AW, Kiyak HA. Psychological influences on the timing of orthodontic treatment. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics.** 1998;113(1):29-39.
 35. Verissimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. **The Journal of prosthetic dentistry.** 2014;111(3):234-46.

36. von Troil B, Needleman I, Sanz M. A systematic review of the prevalence of root sensitivity following periodontal therapy. **Journal of clinical periodontology**. 2002;29 Suppl 3(173-7; discussion 95-6.
37. Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. **Implantologist**. 1977;1(2):104-9.
38. Weinstein AM, Klawitter JJ, Cook SD. Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. **Journal of biomedical materials research**. 1980;14(1):23-9.
39. William R. Proffit;Henry W. Fields JDMS. As Bases Biológicas da Terapia Ortodôntica. In: Elsevier, M, editor. Ortodontia Contemporânea2008. p. 315.
40. Wood I JZ PC, Brunton P. Non-carious cervical tooth severity of non-carious cervical lesions in a group of patients attending a surface loss: a literature review. **Journal of dentistry** 2008;36(10): 759-66.(

ANEXOS

COMPROVANTE DE ENVIO DO PROJETO

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Efeito de forças ortodônticas no comportamento biomecânico de pré-molares com lesões cervicais não cariosas

Pesquisador: Paulo Vinicius Soares

Versão: 1

CAAE: 44645515.8.0000.5152

Instituição Proponente: FACULDADE DE ODONTOLOGIA

DADOS DO COMPROVANTE

Número do Comprovante: 037809/2015

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica		
Bairro: Santa Mônica	CEP: 38.408-144	
UF: MG	Município: UBERLÂNDIA	
Telefone: (34)3239-4131	Fax: (34)3239-4335	E-mail: cep@propp.ufu.br