

Lorraine Vilela de Souza

**Influência da abfração, morfologia radicular e carregamento  
no comportamento biomecânico de pré-molares superiores.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2012

Lorraine Vilela de Souza

**Influência da abfração, morfologia radicular e carregamento  
no comportamento biomecânico de pré-molares superiores.**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

**Banca examinadora:**

Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares  
Prof. Dr. Paulo Sérgio Quagliatto  
Prof. Dr. Murilo de Sousa Menezes  
Prof. Dr. Rodrigo Borges Fonseca

Uberlândia

2012

## ***EPÍGRAFE***

O conhecimento real não é construção de alguns dias. É obra do tempo.  
(XAVIER, Francisco Cândido. Agenda Cristã. Ditado pelo Espírito André Luiz)

## **DEDICATÓRIA**

### **À Deus**

**Agradeço eternamente à essa força maior que guia meus passos, me ilumina com saúde, paz e esperança para seguir em frente e ultrapassar todos os obstáculos sempre! Não há palavras para descrever esse agradecimento, porém há muito sentimento!**

*“Jesus, o Mestre dos Mestres, passou entre os homens sem nada cobrar por seus Divinos Ensinamentos”. (Scheilla)*

### **AOS MEUS PAIS, Rita e Carlos**

**Mami e papi vocês são as pessoas mais especiais do mundo, agradeço todos os dias por vocês estarem tão presentes em minha vida apesar dessa distância que nos separa há 7 anos. Dedico todo meu esforço e todas minhas conquistas a vocês, que sempre me apoiaram em todos os momentos. Amo muito vocês.**

### **AO MEU IRMÃO, Carlos Filho**

**Mano você é meu irmão preferido, com seu jeito único e complicado de ser. Agradeço pela companhia, pelas críticas e pelo carinho de sempre. Enfim agradeço por ser o meu grande irmão!**

### **AO Moacir**

**Moacir você é uma pessoa muito especial na minha vida, não há palavras para explicar o significado da sua existência para mim. Agradeço muito por todos os momentos que você esteve comigo, me deu forças, carinho,**

**amor, foi meu companheiro fiel. Se eu cheguei até aqui, com certeza devo isso em grande parte a você.**

#### **AO PROFESSOR Paulo Vinícius SOARES**

**Paulo Vinícius, meu orientador, essa vitória é nossa. Graças a sua paciência e dedicação conseguimos alcançar o nosso objetivo. Agradeço muito por sua amizade antes de tudo e serei sempre grata aos ensinamentos profissionais e pessoais, além do companheirismo. Admiro muito a pessoa íntegra que você é e desejo toda felicidade e sucesso do mundo, pois você merece de verdade.**

*"O mestre deve ser meio sério, para dar autoridade à lição, e meio risonho, para obter o perdão da correção." (Machado de Assis)*

#### **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

##### **AOS MEUS tios, tias, primos, primas, avós e agregados**

**Minha família querida, cada um com suas qualidades e defeitos, porém cada um com um cantinho especial no meu coração. Agradeço muito a Deus por me colocar em um ambiente familiar repleto de pessoas de bom caráter e iluminadas, e que apesar da distância sempre tiveram um carinho especial comigo.**

##### **AO MEU Padrinho Reginaldo (em memória), Madrinha Valdivina, Gláucia e Júnior**

**Padrinho como você faz falta, a saudade é gigante, porém eu sei que você está em um lugar muito melhor que nós e com certeza mais feliz, você**

**estará para sempre comigo e em minhas orações. Madrinha, Gláucia e Júnior vocês são minha segunda família, amo e respeito-os com o maior carinho do mundo e posso afirmar que nunca apareceu em minha vida pessoas tão fortes e com um coração grande e maravilhoso como o de vocês.**

### **AOS MEUS AMIGOS...**

*“Cada pessoa que passa em nossa vida, passa sozinha, é porque cada pessoa é única e nenhuma substitui a outra! Cada pessoa que passa em nossa vida passa sozinha e não nos deixa só porque deixa um pouco de si e leva um pouquinho de nós. Essa é a mais bela responsabilidade da vida e a prova de que as pessoas não se encontram por acaso”. (Charles Chaplin)*

**Larissa, Pamela, Renata, Ludimila**

**Ah, minhas amigas de infância, de berço, irmãs, como eu amo vocês e sinto falta do nosso convívio diário. Mas, sabe o que mais me admira? Podemos ficar 6 meses ou mais sem nos encontrarmos que é como se estivéssemos juntas o tempo todo! Vocês sabem que não há palavras para explicar nossa amizade, são mais do que especiais pra mim, na alegria ou na tristeza sempre presentes!**

**Tacianne, Valéria, Alexandre, Robson**

**Meus eternos e queridos amigos, sou muito feliz por esse laço de amizade que existe entre nós e por cada momento que vivi mais presente ao lado de vocês. Com certeza cada um marcou de forma especial minha trajetória e merece todo meu agradecimento por essa amizade.**

### **Marco Vinicios e Thaíssa**

**Os irmãos que a vida me deu durante a graduação, irmãos de alma. Os 3 goianos mais unidos da UFU. Eu amo vocês demais e não poderia ter sido diferente. Agradeço cada momento que estivemos juntos durante os 4 anos de faculdade e agradeço mais ainda por terem se tornado parte da minha vida e da minha família para sempre!**

“Somos o que há de melhor, somos o que dá pra fazer, o que não dá pra evitar e não se pode escolher... uma luz que não produz sombra...” (Engenheiros do Hawaí)

### **Roberta, Luiz Fernando, Michelle e Crisnicaw**

**Meus colegas de faculdade, agradeço pelo privilégio de ter vocês como amigos, e por esta amizade ter se consolidado muito mais no mestrado, porque amigo é amigo neh?! Cada um de uma forma marcante em minha vida! Amigos para sempre é o que nós iremos ser.**

### **Aline e Euridsse**

**Minhas irmãzinhas do mestrado, nos conhecemos há tão pouco tempo e temos uma amizade e afinidade de 20 anos... Vocês tiveram um papel muito importante na minha vida durante esses 2 anos que se passaram e eu tenho certeza que aqui foi somente o início de uma bela amizade!**

**Alyne Reis, Carol Hermann, Giovana, Rodrigo Jaíba, Sara, Marília Cherulli, Natália Antunes, Dalila, Talita Dantas, Lucas Zago, Maiolino, Luís Raposo, Analice, Morgana, Marininha, Fabrícia, Bruno Reis, Bruno Barreto, João Paulo, Cristhiane, Luisa, Éverton, Mário, Danilo, Rebeca, Flavinha**

**Meus colegas e amigos agradeço a cada um pela participação na minha vida e pelo carinho, de qualquer forma que tenha sido vocês fizeram parte da minha história para sempre e nunca me esquecerei de vocês!**

*"Amigo é coisa pra se guardar do lado esquerdo do peito, dentro do coração."*

*Milton Nascimento*

### **AOS MEUS PROFESSORES...**

Agradeço a cada um de forma especial e com muito carinho por toda contribuição que dispuseram para minha formação pessoal e profissional.

**... PROFESSORES DA DENTÍSTICA, em especial Prof. Paulo Vinícius Soares, Prof. Carlos José Soares, Prof. Paulo César de Freitas Santos-Filhos, Prof. Murilo de Sousa Menezes, Prof. Gisele Rodrigues Silva e Prof. Veridiana Resende Novais Simamoto, Prof. Paulo Sérgio Quagliatto e Prof. Roberto Elias Campos.**

**... PROFESSORES DA GRADUAÇÃO E DA PÓS GRADUAÇÃO, em especial Fabiana Sodré, Liliane Tannus, Márcio Teixeira, João Edson, Adérito, Flávio, Denildo, Paulo Simamoto e os demais.**

**AOS ALUNOS DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA E MONITORIA, em especial Camila, Juliana, Lívia, Marina, Vitor**

**AOS FUNCIONÁRIOS DA FACULDADE, em especial Senhor Advaldo, Sônia, Adriana, Graça, Dora, Lílian, Daniela**

**À UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, em especial ao Prof. Alfredo, nosso magnífico reitor que tem realizado sua função de forma excepcionalmente competente.**

**À FACULDADE DE ODONTOLOGIA, em especial aos administradores do curso de Odontologia, Prof. Márcio Magno e Prof. Paulo Vinícius Soares.**

**AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO FOUFU, em especial ao coordenador, Professor Flávio Neves.**

**AO CENTRO DE TECNOLOGIA DA INFORMAÇÃO RENATO ARCHER, pelo apoio na realização da análise tridimensional de elementos finitos em especial pela pessoa de Pedro Noritomi e Equipe.**

## **SUMÁRIO**

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	01
RESUMO	02
ABSTRACT	04
1. INTRODUÇÃO	05
2. REVISÃO DA LITERATURA	10
3. PROPOSIÇÃO	29
4. MATERIAL E MÉTODOS	31
5. RESULTADOS	49
6. DISCUSSÃO	60
7. CONCLUSÃO	66
REFERÊNCIAS	68
ANEXOS	75



## **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

% – Porcentagem

± – Mais ou menos

$\mu$ S – Microdeformação

et al. – E colaboradores

FEA - Análise por elementos finitos

JAD – Junção amelo dentinária

JCE - Junção cimento esmalte

LCNC - Lesão cervical não cariosa

min – Minutos

mm – Unidade de comprimento (milímetro)

mm/min – Unidade de velocidade (milímetro por minuto)

mm<sup>2</sup> – Unidade de área (milímetro quadrado)

MEF – Método de Elementos Finitos

MPa – Força / Área (Mega Pascal)

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

Nº – Número

TMP- Tensão máxima principal

° – Unidade de angulação (grau)

°C – Unidade de temperatura (graus Celsius)

p – Probabilidade

$\Omega$  – Ohms

$\sigma_{max}$  – Tensão Máxima Principal

## **RESUMO**

O objetivo deste estudo foi investigar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores relacionando morfologia radicular e profundidade de lesão cervical não cariosa – abfração, variando o tipo de carregamento, carga axial e oblíqua, por meio da análise tridimensional de elementos finitos (3D FEA) e teste de extensometria em pré-molares humanos. Dois modelos 3D de pré-molar superior sendo uni e outro birradicular foi desenvolvido utilizando um software comercial de FEA. Para geração dos modelos 3D foi selecionado um pré-molar superior hígido. O dente escolhido foi mapeado com scanner de contato 3D (Modela, Roland) e logo após o esmalte foi degradado com ácido clorídrico-10%, para a realização do escaneamento da dentina coronária. Os arquivos \*.STL (steriolitográficos) foram exportados para programa Bio-CAD (Rhinoceros-3D). Volumes de cada estrutura dental foram gerados por meio da associação de superfícies complexas não regulares (NURBS). Os modelos foram exportados para o outro software (Femap, NoranEngineering, USA), onde foi realizado o processo de malhagem, inserção das propriedades mecânicas e condições de contorno. Forças de 100 N foram aplicadas axialmente e 45° em relação ao longo eixo na cúspide vestibular dos modelos: hígido e com lesão de abfração de 1,25 e 2,5mm. Para o teste de extensometria foram fixados 02 extensômetros em pré-molares extraídos montados em uma máquina de teste. Como resultados pode-se observar os dentes birradiculares hígidos, com lesão de 1,25mm e 2,5mm quando associados com carga oblíqua apresentaram respectivamente os maiores valores de deformação 692,6  $\mu$ S, 1043,31  $\mu$ S e 1236,14  $\mu$ S. Os dentes hígidos unirradiculares, com lesão de 1,25 e 2,5 mm quando associados a carga oblíqua apresentaram os respectivos valores de deformação 467,10  $\mu$ S, 401,51  $\mu$ S e 420,98  $\mu$ S. Quando os modelos foram submetidos a cargas axiais demonstraram menores taxas de deformação variando de 136.12 a 366.91  $\mu$ S. Os dentes birradiculares com furca no terço cervical da raiz, com maiores profundidades de lesão quando submetidos a carga oblíqua promoveram os

maiores valores de concentração de tensões e deformação na estrutura dentária.

**Palavras-chave:** **elementos finitos, tensões, abfração, oclusão, pré-molar, deformação, furca**

## **ABSTRACT**

The aim of this study was to investigate the biomechanical behavior of maxillary premolar teeth regarding root morphology and depth of non-carious cervical lesion - abfraction, submitted to axial and oblique occlusal load. Three-dimensional finite element analysis (3D FEA) and strain gauge test was used in extracted maxillary premolars. Single and biradicular roots premolar teeth 3D FEA models were developed using commercial FEA software. For 3D model generation was selected sound maxillary premolar. The tooth was chosen mapped with contact 3D scanner (Model, Roland). The enamel was degraded with hydrochloric acid-10% to perform the coronal dentin scan. Files with extension \*.STL (steriolitográficos) were exported to Bio-CAD software (Rhinoceros-3D). Each tooth structure volumes were generated through the association of complex non-regular surfaces (NURBS). The models were exported to the finite element software (Femap, NoranEngineering, USA). Meshing, mechanical properties insertion and boundary conditions were performed in this software. The models generated were: sound, 1,25 mm and 2,5 mm abfraction teeth. A compressive static load of 100 N was applied: axially and 45° angle to the long axis on the palatine surface of the buccal cusp. Two strain gauge were bonded in teeth and these specimens were mounted in a mechanical testing machine. Biradicular sound, 1,25 mm and 2,5 mm abfraction teeth associated with oblique loading showed respectively the highest strain values among samples, 692,6  $\mu$ S, 1043,31  $\mu$ S and 1236,14  $\mu$ S. Single root sound, 1,25 mm and 2,5 mm abfraction teeth associated with oblique loading showed the respective strain values 467,10  $\mu$ S, 401,51  $\mu$ S and 420,98  $\mu$ S. Axial loading showed lower strain rates, ranging from 136.12 to 366.91  $\mu$ S. The biradicular teeth with cervical furcation, greater lesion depths and oblique loading and the association of these factors promoted a higher stress concentrate in the tooth structure.

**Key words:** finite element analysis, stress, abfraction, occlusion, premolar, strain, furc

# *INTRODUÇÃO*

---

## **1. INTRODUÇÃO**

A redução de estrutura dental é o principal fator modulador da deformação e resistência à fratura do elemento dental. Esta redução pode acontecer em diferentes regiões da estrutura dental, principalmente na região cervical (Rees et al., 2003). A literatura tem descrito frequentemente essa redução de estrutura dental, a qual não apresenta como fator etiológico a doença cárie, desencadeando perda das estruturas dentárias na região do terço cervical (Lee et al., 2002; Rees et al., 2003; Borcic et al., 2005; Pecie et al., 2011).

As lesões cervicais não cariosas (LCNC) são clinicamente rotineiras e cada vez mais comuns na prática odontológica. Sua incidência tem mostrado um notável aumento em concomitância com o aumento de vida média das pessoas e com a diminuição da perda parcial ou total dos dentes (Tomasik, 2006). Tais lesões podem se apresentar em único elemento, mas estão presentes com maior frequência em vários dentes de ambas as arcadas em um mesmo indivíduo e com diversos níveis de severidade (Ceruti et al., 2006). Essas lesões caracterizam-se por desgastes na estrutura dentária, ao nível da junção cemento-esmalte e apresentam etiologia multifatorial (ações mecânicas e degradação química) e podendo receber inúmeras denominações, tais como abrasão, atrição, erosão e abfração (Nguyen et al., 2008; Smith et al., 2008; Wood et al., 2008). As superfícies mais acometidas nos dentes com abfração são as cervicais vestibulares e atingem sobretudo, os pré-molares superiores e inferiores (Rees et al., 2003; Smith et al., 2008; Wood et al., 2008) sendo seguidos pelos caninos (Rees et al., 2003) e incisivos superiores, embora, raramente sejam relatados na literatura (Rees et al., 2003; Rees & Hammadeh, 2004).

Diversos estudos têm mostrado que a região cervical dental é crítica com relação a concentração de tensões independente do tipo de tratamento ou técnica restauradora (Lee & Eakle, 1984; Soares, 2003). As LCNCs e as

modificações que proporcionam no substrato dentinário nas regiões afetadas são intrigantes e motivadoras de muitas pesquisas. As superfícies dentinárias expostas devido à lesão apresentam permeabilidade variada, influenciando assim nos procedimentos adesivos, diagnóstico e tratamento da hipersensibilidade dentinária. Portanto, torna-se imprescindível o conhecimento do comportamento da LCNC frente a diversos fatores para prevenção e planejamento reabilitador.

O carregamento oclusal excessivo aplicado fora do longo eixo do dente, resulta em concentrações de tensões na região cervical (Rees et al., 2003), deslocamentos deflexivos e deformações suficientes para promover o rompimento dos prismas de esmalte e destruição da estrutura dentinária cervical (Lee & Eakle, 1984). Estas lesões formadas pelo desvio do carregamento oclusal são definidas na literatura como lesões cervicais não cariosas de abfração, geralmente caracterizadas por defeitos em forma de cunha (Wood et al., 2008). Esses defeitos podem ocorrer nas superfícies vestibulares, onde são mais frequentes, assim como nas faces linguais e interproximais dos dentes (Levitch et al., 1994).

A abfração tem etiologia associada à cargas oclusais aplicadas em sentido não axial, levando à flexão do dente e gerando esforços excêntricos de tração (Grippo, 1991; Grenness et al., 2009; Michael et al., 2009). De acordo, com a teoria da flexão do dente, forças parafuncionais em áreas em que ocorrem interferências - principalmente em lateralidade - podem expor um ou mais dentes a forças de tração, compressão e/ou cisalhamento. Essas tensões se concentram na junção cemento-esmalte, onde provocam microfraturas no esmalte, através das quais moléculas de saliva e água penetrariam, tornando a região suscetível ao efeito solubilizador de ácidos e efeito abrasivo da escovação (Palamara et al., 2006; Nguyen et al., 2008). Acredita-se que, com o tempo, as microfraturas se propagam perpendicularmente ao longo eixo dos dentes sob pressão até que o esmalte e a dentina sejam microfraturados

resultando em um defeito geralmente em forma de cunha (Reyes et al., 2009; Hur et al., 2011).

As LCNCs em específico as lesões de abfração apresentam diversas formas e variam de dimensão, sendo seu tratamento dependente não só das propriedades de materiais restauradores, mas também da necessidade da remoção de fatores etiológicos, como tipo de carregamento oclusal. Tem sido comprovado experimentalmente os principais fatores etiológicos formadores deste tipo de lesão, sendo o principal relacionado com trauma oclusal (Grippo, 1991; Palamara et al., 2000; Miller et al., 2003; Borcic et al., 2005; Michael et al., 2009).

A partir da aplicação de carga sobre uma estrutura são geradas tensões que resultam em deformações estruturais, se estas se acentuam ultrapassando o regime elástico pode resultar em ruptura da estrutura. Neste processo, a associação de metodologias representa a possibilidade de analisar seqüencialmente este processo contínuo e cíclico (Palamara et al., 2000; Palamara et al., 2002) . A utilização de extensômetros aderidos na face externa da estrutura dental constitui um método experimental não destrutivo importante para mensuração de diferentes tipos de deformações (Sakaguchi et al., 1991; Palamara et al., 2000; Palamara et al., 2002; Soares et al., 2008b; Bavbek et al., 2011). Outra importante ferramenta cada vez mais freqüente na análise de comportamento mecânico de estruturas dentais e materiais restauradores é o método de elementos finitos. Vários estudos têm abordado análises comparativas de elementos finitos de forma isolada (Ausiello et al., 2001; Magne & Belser, 2003; Eliguzeloglu et al., 2011; Hur et al., 2011; Ma et al., 2011; Poiate et al., 2011) associadas com ensaios destrutivos (Soares, 2003; Soares et al., 2008c) ou com ensaios não-destrutivos (Soares et al., 2008b). No entanto, poucas informações são relatadas sobre as características das amostras utilizadas nestes estudos, como por exemplo, o número e forma das raízes dos pré-molares.

A literatura apresenta estudos morfológicos que observam no grupo de primeiros pré-molares, 61,32% apresentando duas raízes distintas e para o grupo de segundos pré-molares um índice de 29,66% (Kartal et al., 1998). Outros estudos, como de Joseph et al (1996) encontraram que de 100 dentes avaliados 63 tinham raízes fundidas e 37 tinham raízes bifurcadas, desses, 38% tinham furca no terço médio da raiz, 35% no terço apical e 27% no terço cervical. Pode-se concluir que a variação anatômica em primeiros pré-molares é freqüente. Por outro lado, estudos demográficos de fraturas catastróficas ou severas, que caracterizam as fraturas verticais de raiz, foram realizados por Tamse et al. (1999) e Cohen et al. (2006), os quais demonstraram que os pré-molares superiores são responsáveis por 38% e 23,35% das fraturas verticais em dentes posteriores, respectivamente. Esses achados apresentam algumas particularidades dos dentes pré-molares, tornando-os assim um fator de estudo importante para associar a outras variáveis.

Diante deste contexto, torna-se oportuno que as seguintes hipóteses sejam testadas: dentes birradiculares com furca na região cervical , maiores profundidades de lesão e carga oblíqua possuem altas concentrações de tensões e deformação na estrutura dentária. Assim, o objetivo deste estudo é investigar o comportamento biomecânico de pré-molares superiores relacionando morfologia radicular e profundidade de lesão cervical não cariosa – abfração, variando o tipo de carregamento, carga axial e oblíqua, usando análise tridimensional de elementos finitos (3D FEA) e ensaio mecânico de extensometria.

## ***REVISÃO DE LITERATURA***

---

## **2. REVISÃO DE LITERATURA**

### **I. Lesão Cervical Não Cariosa, Método de Elementos Finitos e Extensometria**

O termo lesão cervical define toda a alteração que consiste na perda de estrutura dentária localizada ao longo da junção cemento-esmalte (JCE) sendo definida por lesão cervical cariosa (LCC) e lesão cervical não cariosa (LCNC). A LCNC é caracterizada pela perda de tecido mineralizado no terço cervical do dente e ausência de cárie, pode ser encontrada em um único elemento ou em vários dentes de um mesmo paciente, com diferentes níveis de severidade (Ceruti et al., 2006). Tais lesões se apresentam de diversas formas, ranhuras rasas, lesões amplas em forma de pires ou grandes defeitos em forma de cunha, com ângulos nítidos ou margens mal definidas abaixo da JCE. Ocorrem frequentemente nas superfícies vestibulares, assim como nas linguais e interproximais dos dentes (Levitch et al., 1994). As LCNCs caracterizadas como lesão de abfração são assimétricas, anguladas, afiadas e assumem a forma de cunha. As LCNCs são comumente encontradas na clínica diária com alta incidência de acordo com o aumento de vida média das pessoas e com diminuição da perda parcial ou total dos dentes (Tomasik, 2006).

Diversos trabalhos relacionados à biomecânica identificam a maior concentração de tensões na região cervical dos dentes quando esses são solicitados (Palamara et al., 2000; Geramy & Sharafoddin, 2003; Borcic et al., 2005) e sugerem uma relação entre carregamento oclusal e concentração de tensão na região cervical com consequente formação de lesão de abfração (Miller et al., 2003; Rees et al., 2003). A presença de lesões nessa região cervical modifica a geometria estrutural do dente e altera a distribuição e a concentração de tensões provenientes da mastigação (Kuroe et al., 2000). No processo mastigatório, forças geram fenômenos de compressão e flexão os quais impõem diferentes níveis de tensão mecânica nos dentes (Levitch et al.,

1994; Toparli et al., 2000). O método de elementos finitos (MEF) tem sido fortemente empregado para análise de tensões em dentes, pois permite o estudo da resposta dos tecidos dentais e estruturas de suporte diante da submissão ao carregamento fisiológico e patológico. Esse método proporciona a detecção dos locais de concentração das tensões, sua natureza e ainda compara os efeitos de diferentes simulações (Soares, 2008; Soares et al., 2008b; Poiate et al., 2011).

McCoy (1983) ressaltou a importância da tensão sobre os dentes. Quando forças oclusais são aplicadas ao dente a tensão é propagada por toda estrutura. Se o dente for forçado excentricamente, ocorrerá sua flexão (tração de um lado e compressão do lado oposto). Dessa forma a lesão de abfração pode ocorrer promovendo defeitos profundos na dentina até atingir limite de fadiga e pode inclusive chegar a uma fratura completa. Clinicamente, McCoy notou uma variedade de largura, tamanhos e localizações de lesões de esmalte e dentina sugerindo a necessidade de uma nomenclatura e uma classificação específica.

De acordo com Lee e Eakle (1984), é impossível explicar a formação de todas lesões cervicais apenas por mecanismos de erosão e abrasão tendo em vista que, em um mesmo paciente tais lesões podem se desenvolver na região subgengival a qual deveria estar protegida das injúrias mecânicas e químicas. Os autores sugeriram a teoria da oclusão, onde o estresse de tensão das sobrecargas oclusais poderia estar envolvido na patogênese das LCNCs e que o estresse de flexão aplicado nos dentes poderia provocar desorganização da superfície do esmalte, aumentando a susceptibilidade à dissolução e abrasão nos locais afetados e no desenvolvimento das lesões em forma de cunha.

Grippo em (1991) introduziu o termo abfração como uma quarta classificação das lesões dos tecidos dentais duros descritas por Lee e Eakle (1984). Devido ao estresse resultante das forças de carga biomecânica

exercida sobre os dentes (estática, como na deglutição e apertamento ou cílicos, como na mastigação), ambos esmalte e dentina podem trincar ou quebrar. Esta perda de substância dentária, que foi denominada abfração, é dependente da magnitude, duração, direção, freqüência e localização das forças. Essas lesões de abfração são causadas por flexão e fadiga do material dos dentes suscetíveis, em locais longe do ponto de carregamento. A observação clínica de uma variedade de lesões em esmalte e dentina devido às formas, tamanhos e frequência garantiu uma nova e distinta classificação.

O mecanismo proposto recentemente para formação da LCNC de abfração é que ela ocorre durante a função de mastigação normal, mas principalmente durante uma para-função, como bruxismo ou apertamento, onde cargas fora do longo eixo oclusal podem causar uma deflexão nos dentes. O dente submetido a uma força no eixo axial consegue dissipar essas tensões com o mínimo de estresse possível para esmalte e dentina. Quando essa força é deslocada do longo eixo, ou seja, se ocorrer de forma lateral ou oblíqua, os dentes são tensionados em direção lateral e o padrão de estresse se alterna continuamente entre tração e compressão, especialmente na região abaixo do esmalte, tendo em vista que sob forças laterais a dentina se comporta de forma mais resistente em relação ao esmalte (Grippo, 1991; Levitch et al., 1994). Assim o complexo dental pode atingir o limite de fadiga e conduzir a ruptura química entre a união dos cristais de hidroxiapatita na região cervical (Lee & Eakle, 1984).

Sakagushi et al. (1991) realizaram um experimento com MEF para avaliar a formação e distribuição de tensões em dente natural submetido ao hábito de bruxismo em associação com um método experimental de extensometria. Extensômetros foram fixados na face lingual e vestibular da coroa do dente extraído e um modelo bi-dimensional de um pré-molar foi reproduzido para realizar ensaios de elementos finitos que validariam os ensaios experimentais. Os resultados do método de elementos finitos apresentaram alta concordância com os resultados experimentais de extensometria.

Grippo em (1992) retornou ao tema das lesões cervicais não cariosas no sentido de esclarecer a classificação realizada por ele no ano anterior, no intuito de definir critérios, com base em princípios de bioengenharia para a decisão de se restaurar ou não estas lesões. Segundo o autor, além dos efeitos biomecânicos (físico e químico) resultantes da sobrecarga oclusal, os quais causam deformação e flexão dentária e consequente perda de tecido cervical, fenômenos como corrosão sobtensão e piezo eletricidade podem ocorrer durante a dinâmica dos contatos interoclusais e contribuir para a formação das lesões de abfração. Por fim, o autor considerou que o entendimento dos princípios de engenharia é fundamental para os dentistas discutirem com os seus pacientes as várias atividades que ocorrem na dinâmica da oclusão e que podem afetar o dente, indicando tratamento adequado. A oclusão deve ser cuidadosamente examinada, tanto no diagnóstico quanto no tratamento, tendo em vista que seu dinamismo pode afetar a longevidade das restaurações.

Grippo e Simring (1995) afirmaram que o estresse dinâmico ocorrido na boca durante as atividades interoclusais, como a mastigação e o bruxismo, influenciam significativamente na quebra da estrutura dentária. Quando os dentes recebem cargas em direção oclusal, as tensões se concentram na região cervical. Por outro lado, quando a direção da força muda, como no bruxismo, os dentes flexionam para ambos os lados e o padrão de tensões modifica-se continuamente, na mesma área, de tração para compressão. A compressão e a tração que ocorrem de forma cíclica podem levar ao limite de fadiga e consequente rompimento da estrutura dentária. Algumas evidências têm suportado essa teoria, como fator etiológico das lesões cervicais não cariosas (LCNC) contra a teoria puramente química. Entre essas evidências está o aparecimento das lesões semelhantes em dentes artificiais de próteses totais e em restaurações de materiais quimicamente inertes, como o ouro. Embora desempenhe um papel fundamental na iniciação do processo, o estresse oclusal não pode ser considerado como inteiramente responsável pela

formação da LCNC. Os autores acreditam que muitos fatores combinados levam ao aparecimento dessas lesões.

Garone Filho (1996) relatou que as lesões de abfração eram observadas, principalmente, na face vestibular dos dentes. No entanto caso uma força lateral, gerada por uma desarmonia oclusal, tivesse o sentido linguovestibular em um determinado dente, a região cervical da face vestibular sofreria compressão enquanto a região cervical da face lingual ficaria submetida a uma tração, levando a formação de lesões cervicais nesta área. Deste modo, seria provável o aparecimento dessas lesões tanto na face vestibular quanto na face lingual dos dentes indistintivamente. Portanto foi realizado um estudo com o objetivo de auxiliar o cirurgião dentista na identificação e remoção dos fatores etiológicos envolvidos no aparecimento das LCNC, visando recuperar a integridade funcional do elemento dentário por meio de procedimentos reabilitadores e prevenir o desenvolvimento de novas lesões ou recidivas. A forma mais simples e eficiente de evitar a ocorrência de abfração seria manter ou devolver uma eficiente desoclusão em caninos.

Rees e Jacobsen (1998) examinaram um pré-molar inferior com restauração classe V e restauração oclusal de resina ou amálgama através de um modelo de elemento finito com o objetivo de examinar os efeitos da movimentação de cúspides nas forças de cisalhamento ao redor de uma restauração classe V. Uma carga de 100N foi aplicada e a tensão na região cervical foi pesquisada em dois planos horizontais, o primeiro ao nível da JCE e o segundo, 1,1mm acima do primeiro. Os autores observaram que uma carga oclusal vertical aplicada na fossa central produziu tensão na região cervical menor que 20 Mpa. Entretanto, cargas oblíquas aplicadas próximo ao topo da cúspide produziram tensões acima de 70 Mpa, que são próximas ao conhecido limite de fratura para o esmalte. Os resultados mostraram que o aumento na profundidade de cavidade, mais que o aumento na largura, contribuíram para aumentar as tensões na região cervical induzindo ao desenvolvimento de lesão cervical. Segundo o autor, é necessário que mais estudos sejam desenvolvidos

para que se confirmem clinicamente a existência da conexão entre a presença de restaurações oclusais profundas de amálgama e lesões de abfração.

Kuroe et al. (2000) propuseram avaliar os efeitos da fotoelasticidade de lesão cervical e sua restauração na distribuição de tensões na estrutura dental. Modelos 3D de pré-molar superior com lesão cervical bucal foram confeccionados. Dois tipos de lesão cervical foram testados: em forma de cunha e de pires. Cargas verticais de 10 libras foram aplicadas aos modelos restaurados e não restaurados na ponta da cúspide vestibular, ponta da cúspide lingual e no centro da superfície oclusal. Para dentes não restaurados tensões concentraram no ápice da lesão independente da configuração da lesão. As lesões em forma de cunha demonstraram concentração de tensões mais evidentes. Os autores concluíram que a presença de lesão cervical altera o padrão de distribuição de tensões e concentra tensões no ápice da lesão. A forma e a dimensão da lesão governaram a gravidade da concentração de tensão.

Palamara et al. (2000) realizaram um estudo para investigar a variação de tensões no esmalte sob diferentes padrões de carga oclusal através do MEF-3D e extensometria em dentes extraídos. Um modelo 3D de elementos finitos de pré-molar inferior foi utilizado para investigar os efeitos da carga oclusal nas tensões na superfície do esmalte, particularmente em resposta às cargas oblíquas. Cargas de 100 N foram aplicadas axialmente e 45° em relação ao longo eixo dental. Padrões de tensões observados no MEF foram confirmados experimentalmente usando extensômetros em pré-molares extraídos. Os resultados mostraram concordância entre as tensões nos modelos de elementos finitos e teste de extensometria. Houve uma concentração de tensões próximo a junção cimento esmalte independente da direção da carga. Tensões resultantes de cargas oblíquas foram complexas e assimétricas, com tensão ou compressão ocorrendo em qualquer área dependendo do local e do ângulo da carga. A magnitude, direção e características das tensões na região cervical do esmalte são altamente

dependentes dos padrões de carregamento. O padrão assimétrico das tensões na região bucal cervical de esmalte em resposta a forças oclusais oblíquas é consistente com a imagem clínica e assimétrica de lesões cervicais não cariosas.

Ausiello et al. (2001) empregaram MEF-3D para simular a movimentação de cúspides em pré-molar superior restaurado com resina composta. Foi criado um modelo de pré-molar superior humano tridimensional com preparo MOD e restauração com resina composta. Diferentes valores de rigidez foram atribuídos ao material restaurador: 1-dente hígido, 2- resina composta com módulo de elasticidade de 12,5 GPa, 3- resina composta com módulo de elasticidade de 25 GPa. Após aplicação de carga oclusal observou-se que o módulo de elasticidade caracteriza-se como propriedade mecânica importante para o comportamento do complexo dente/restauração sendo que, quanto maior o módulo de elasticidade do material, menor a distribuição de tensões para a estrutura dental adjacente.

Palamara et al. em (2002) realizaram outro estudo utilizando MEF-3D e extensometria para verificar tensões na região proximal do esmalte em dente pré-molar mandibular submetido a diferentes cargas oclusais simulando apertamento e mastigação. Os resultados demonstraram que tensões nas proximidades de áreas de contato e cristas marginais eram menores do que perto da junção amelocementária e em superfícies vestibular e lingual. A magnitude de tensões na proximal aumentou com carga oblíqua nas inclinações das cúspides. Os autores concluíram que os resultados da análise de elementos finitos correlacionaram bem com as medições de deformação através da extensometria e podem ser usados para prever as direções e magnitudes das tensões.

Rees (2002), submeteu um modelo bidimensional de elementos finitos de segundo pré-molar a sete diferentes posições de carregamento oclusal. O autor concluiu que a variação da posição do carregamento oclusal

produz diferentes valores de tensões na região cervical. Análise quantitativa mostrou que quanto mais próximo à região cervical, maior o valor numérico dessas tensões, provavelmente pelo efeito da alavanca onde há uma maior distância entre o ponto de carregamento e a região cervical.

Lee et al. (2002) realizaram um estudo com MEF onde submeteram um modelo 3D de pré-molar superior a sete condições de carregamentos em direções diferentes com intuito de analisar a distribuição de tensões e verificar o mecanismo de flexão do dente. Este estudo mostrou através das tensões principais a presença de tensões de tração na região cervical de um pré-molar superior diante dos vários locais de carga e diferentes direções.

Geramy e Sharafoddin (2003) analisaram por meio de MEF-3D a influência da direção das forças oclusais na transmissão de tensões na área cervical. A partir da análise dos resultados, os autores concluíram que as tensões nas estruturas do dente aumentam com a aplicação de forças; com exceção da força intrusiva e que a maior deflexão é produzida com aplicação de força em uma angulação de 45°.

A proposta de trabalho de Yaman et al. (2003) foi analisar por meio do MEF-3D as características da resistência de variados compósitos utilizados como material restaurador de cavidades classe V bem como os efeitos dos preparos cavitários. Os autores concluíram que aumento no ângulo e na quantidade de força determinou aumento proporcional de tensão desenvolvida no dente e que as cavidades enfraquecem a estrutura do dente por criarem descontinuidade na geometria do dente intacto.

Tanaka et al. (2003) realizaram um estudo no sentido de analisar as tensões em incisivo superior e primeiro molar inferior através da teoria de deformação plástica-elástica com MEF-2D sob várias condições de carregamento para verificar como e quando lesões cervicais podem ocorrer no esmalte. Os resultados sugeriram que o carregamento oblíquo no dente se

estende na superfície do esmalte, perto da junção amelocementária e provoca deformação plástica que eventualmente leva à lesão cervical.

Rees et al. (2003) propuseram fornecer uma explicação biomecânica para variação clínica encontrada sobre a localização das lesões de abfração. Modelos 2D de elementos finitos de incisivo, canino e primeiro pré-molar foram desenvolvidos e os perfis de tensões cervicais foram examinados próximo a junção amelo cementária. Os perfis de tensões vestibulares na região cervical do dente incisivo maxilar foi sempre maior do que encontrado em canino superior ou pré-molar. Esses achados forneceram uma explicação biomecânica para variação clínica encontrada na prevalência de lesões cervicais de abfração em incisivos.

Em um estudo realizado por Rees e Hammadeh (2004), os autores sugeriram que a etiologia da lesão de abfração se dá pela sobrecarga de forças, porém, um mecanismo alternativo, envolvendo o enfraquecimento do esmalte cervical ao longo da junção amelo-dentinária (JAD), pode propor uma explicação mais realista. A observação clínica do enfraquecimento da JAD é possível, em consequência de uma recessão gengival, sendo um achado relativamente comum. Uma vez que a dentina cervical esteja exposta, a JAD pode estar enfraquecida pela ação de agentes erosivos, tais como ácido cítrico da dieta, ou pela presença de cárie cervical. É interessante observar que a recessão gengival também afeta pré-molares e incisivos, os mesmos dentes comumente afetados pela abfração. Este estudo sugere que havendo uma pequena porção de esmalte enfraquecido na região cervical pode haver uma progressiva perda de esmalte e uma vez que isto tenha ocorrido, o processo vai sendo realimentado. Em conclusão, o estudo mostrou que o enfraquecimento da JAD pode causar significante aumento no perfil da tensão cervical, podendo causar o início da fratura do esmalte e eventualmente levando à perda de tecido.

Em 2005, (Borcic et al.) desenvolveram um modelo tridimensional através do MEF de primeiro pré-molar superior a fim de comparar os perfis de tensão nas regiões cervical vestibular e palatino, considerando uma situação de oclusão normal e má-oclusão. No modelo sob oclusão normal notou-se concentração de tensões de compressão no esmalte e na dentina cervical. Já no modelo sob má-oclusão foram encontradas tensões de tração, sendo que estas tensões foram maiores na região cervical quando comparadas à situação de oclusão normal.

Tomasik (2006) realizou um estudo com objetivo de analisar a etiologia de LCNC em relação à idade e identificar os fatores de risco mais importantes, bem como pacientes e os dentes mais suscetíveis à LCNC com foco em um tratamento mais eficaz desta condição. O estudo foi conduzido com 124 pacientes por meio de aplicação de questionário e exame clínico. Desgaste dental foi relacionado com a idade, pacientes mais velhos eram mais propensos a apresentar LCNC. Localização, freqüência e profundidade de LCNC em um determinado grupo de dentes foram relacionadas à idade, embora LCNC tenha sido mais comum em pré-molares (média = 85,1%). Associações entre a higiene bucal, consumo de bebidas ácidas, estado do periodonto, número de dentes, a sua mobilidade e etiologia de defeitos em forma de cunha foram revelados. A relação entre o contato excursivo lateral dos dentes, bruxismo, e formação de lesões cervicais foi estabelecida evidenciando uma correlação entre oclusal e patologia cervical.

Palamara et al. em (2006) utilizaram dois modelos 3D de um pré-molar inferior e um incisivo central inferior para investigar os efeitos da carga sobre a localização e a magnitude de tensões na região cervical. Cargas pontuais de 100 N em diferentes angulações foram aplicadas nos modelos. Os resultados apontaram para uma concentração de tensões próxima a junção cemento esmalte independente da direção da carga e o carregamento oblíquo apresentou as maiores tensões de tração. Os autores concluíram que o mecanismo de LCNC pode ser em parte devido às mudanças de orientação de

tensões de tração bem como sua magnitude. Concentração de tensões na junção cimento esmalte se relaciona com a comum localização clínica dessas lesões e a morfologia coroa raiz pode ter uma influência na localização inicial das LCNC.

Bernhardt et al., em (2006) realizaram um estudo no sentido de determinar indicadores de risco para etiologia de abfração dos dentes usando variáveis médicas e odontológicas obtidos em uma amostra de base populacional. História médica, odontológica, e os parâmetros sócio-demográficas dos 2.707 sujeitos representativamente selecionados de 20-59 anos de idade foram verificados para as associações com a ocorrência de abfrações. A prevalência estimada de abfrações em geral aumentou com a idade. Dentes pré-molares tiveram o maior risco estimado para abfrações. Os resultados desta análise indicaram que abfrações estão associados com fatores oclusais.

Ichim et al. desenvolveram um estudo (2007) que investigou a influência do formato e profundidade de lesões cervicais bem como o direcionamento das cargas oclusais na resposta mecânica de restaurações cervicais de cimento de ionômero de vidro. Foi gerado um modelo de primeiro pré-molar inferior para análise por elementos finitos e lesões com formato de cunha ou arredondadas foram modeladas. Os dentes receberam carga em diferentes ângulos. Os resultados sugeriram que dentes carregados obliquamente exibiram显著mente maiores tensões na região cervical da restauração. Os autores puderam concluir que o diagnóstico oclusal e reajuste subsequente dos contatos dos dentes formam parte crítica no tratamento de lesões cervicais não cariosas.

Nguyen et al. (2008) realizaram um estudo com objetivo de examinar os detalhes de microdesgastes nas LCNCs em uma coleção de dentes humanos extraídos usando microscopia eletrônica de varredura (MEV). Rélicas negativas de LCNC em 24 dentes humanos extraídos foram obtidos

em material de impressão polivinilsiloxano e visualizados no MEV. Todas as LCNCs estenderam-se da junção cemento-esmalte à superfície radicular e exibiram uma variedade de formas em cunha. Há evidência de abrasão e corrosão em 18 dos 24 dentes (75,0 por cento), abrasão apenas em um dente (4,2 por cento) e corrosão em apenas cinco dentes (20,8 por cento). Sulcos horizontais com bordas lisas e marcas de arranhões menores, característica de abrasão e corrosão, foram observadas em 13 dentes (54,2 por cento). Com base na avaliação microscópica da amostra de dentes extraídos, parece que a abrasão e corrosão são fatores etiológicos comuns associados na formação das LCNCs.

Takehara et al. (2008) examinaram as relações de formação de LCNC em forma de v com fatores oclusais. Um total de 159 pacientes com média de idade de 36,2 anos participaram deste estudo. Todos os dentes presentes foram examinados para a presença e tipo de NCCL usando o Índice de desgaste dental (TWI). Os sujeitos foram entrevistados sobre o bruxismo e hábito de escovação. Finalmente, a força oclusal, área de contato oclusal e pressão média foram medidos através de uma folha de detecção de pressão. No total, 4.518 dentes foram examinados. Setenta e oito indivíduos (49,1%) tinham um ou mais dentes com LCNC em forma de v típica (259 dentes). O número de dentes com LCNC em forma de v de grau 2 (defeito menor de 1 mm de profundidade) foi de 195 (4,3%), e o número de dentes com LCNC em forma de v grau 3 (defeito 1 a 2 mm de profundidade) foi de 54 (1,2%). A prevalência de dentes com LCNC em forma de v foi significativamente maior na maxila do que na mandíbula e em dentes pré-molares. Conclui-se que a idade, pressão da escovação e área de contato oclusal estão associados com a presença do LCNCs.

Vasudeva em (2008) estudou o perfil de tensão na região cervical do primeiro pré-molar mandibular com variação de cargas oclusais e comparou as tensões entre o dente hígido e com restauração oclusal, através do MEF-2D. Verificou-se que maiores cargas oclusais causam maiores flexão de cúspides e

que a tensão máxima de cisalhamento foi muito maior e mais próxima da área cervical. Foi sugerido que o carregamento oclusal e a presença de uma restauração de amálgama oclusal aumentou a concentração de tensão na área cervical, que pode levar à quebra do esmalte na região cervical.

Wood et al. (2008) em sua revisão sobre a prevalência, etiologia e tratamento de lesões cervicais não cariosas observaram que estas possuem causa multifatorial, mas ressaltam ainda que as alterações oclusais estão presentes na maioria dos casos. Isso é reforçado pelo fato de que cargas excêntricas produzem tensões de tração potencialmente destrutivas na região cervical dos dentes diferente do que ocorre com as cargas axiais. Os autores puderam ainda concluir que as lesões cervicais não cariosas são encontradas mais frequentemente em pré-molares do que em caninos.

Smith et al .(2008) analisaram a prevalência e gravidade das lesões cervicais não cariosas em um grupo de pacientes atendidos em um hospital universitário em Trindad. Foram selecionados cento e cinqüenta e seis pacientes com idade média de 46 anos onde 62,2% desses pacientes tinham uma ou mais lesão cervical não cariosa. Destes indivíduos, 33% eram do sexo masculino e 67% eram do sexo feminino. Dos dentes analisados, 13,1% apresentavam lesão cervical não cariosa. Grupos etários mais jovens tinham menos lesão cervical não cariosa do que grupos etários mais velhos, não havendo associação entre o sexo dos pacientes. Ocorreram associações significativas entre pacientes que tinham lesões cervicais não cariosas e pacientes que tinham bruxismo (ranger, ou seja, apertar) os dentes. Quanto à oclusão, pacientes com função em grupo de um lado ou de ambos os lados tiveram associações mais elevadas com lesões cervicais não cariosas, quando comparados àqueles com função canina. Os dentes mais associados às lesões foram os pré-molares superiores e inferiores e os primeiros molares superiores. Os autores concluíram que as lesões cervicais não cariosas são achados comuns e possuem etiologia multifatorial.

A proposta do estudo de Reyes (2009) foi determinar se associações estavam presentes entre contatos prematuros em relação cêntrica (CPRC), perda de inserção clínica e lesões de abfração. Quarenta e seis sujeitos foram examinados, a média de perda de inserção foi determinada por dente com e sem CPRC e para dente com e sem abfração. Resultados demonstraram que dentes com lesões de abfração tiveram significantemente maiores perdas de inserção bucal comparado aos dentes sem lesão de abfração e que a maior frequência dessas lesões foi em dentes pré-molares. No entanto associações não foram observadas entre CPRC e a presença de abfração ou aumento da perda de inserção sugerindo assim estudos futuros com propósito de interagir fatores oclusais, perda de inserção e abfração.

Poiate et al. (2009) avaliaram a distribuição de tensões na região cervical de um incisivo central superior hígido em duas situações clínicas, padrão e de máxima força mastigatória, através de um modelo 3D com alto nível de fidelidade. Foram construídos dois modelos que receberam cargas em 45 graus em relação ao longo eixo do dente. O primeiro dente recebeu uma carga de 100N(padrão) e o outro uma carga de 235,9N, simulando uma força máxima mastigatória. Como resultado, os autores obtiveram valores de força de tração de 14,7MPa no modelo de 100N e 40,2 MPa no modelo de 235,9N, sendo esse valor superior ao da resistência à tração do esmalte dos dentes de 16,7MPa. O fato de a concentração de tensão na junção amelodentinária exceder a resistência à tração do esmalte sob condições mastigatórias máximas (simulada) sugere a possibilidade da ocorrência de lesões cervicais não cariosas, como a de abfração.

Lesões cervicais não cariosas envolvem perda de tecido e em alguns casos perda de material restaurador no terço cervical da coroa e superfície radicular através de processos não relacionados a cárie. Esses processos não cariosos podem incluir abrasão, corrosão e possivelmente abfração agindo sozinha ou em combinação. A lesão de abfração provavelmente ocorre quando carregamento dentário excessivo, cíclico e não

axial leva a flexão de cúspides e concentração de tensões na região cervical do dente. Essas tensões contribuem direta ou indiretamente para perda de substância dentária cervical. Michael et al. (2009) realizaram uma revisão de literatura crítica sobre o conceito de abfração. No entanto há evidência teórica para suportar abfração, predominantemente apartir do estudo de análises de elementos finitos com cuidado na interpretação dos resultados desses estudos e suas limitações. Estudos clínicos têm mostrado associações entre lesões de abfração, bruxismo e fatores oclusais, como contatos prematuros e facetas de desgaste, mas estas investigações não confirmam relações causais.

Poiate et al. (2011) realizaram um estudo para comparar os resultados de diferentes modelos hierárquicos na análise de engenharia aplicada à odontologia com modelos 2D e 3D de um dente e suas estruturas de suporte sob 100 N de carregamento oclusal em 45 ° e examinar a confiabilidade dos modelos simplificados 2D na pesquisa dental. Cinco modelos foram construídos a partir de tomografia computadorizada: quatro modelos 2D e um modelo 3D. Os resultados de elementos finitos indicaram que a distribuição de tensões foi semelhante qualitativamente em todos os modelos, mas a magnitude de tensões era bem diferente. Concluiu-se que os modelos 2D são aceitáveis quando se investiga o comportamento biomecânico dos incisivos centrais superiores qualitativamente. Entretanto, a análise quantitativa de tensões é menos confiável em análise 2D de elementos finitos, porque os modelos 2D superestimam os resultados e não representam a configuração anatômica complexa das estruturas dentárias.

Jiang et al. (2011), para descrever a prevalência de LCNCs e avaliar a relação de fatores de risco em pessoas de meia-idade e idosos na província de Hubei, na China utilizou-se de uma amostra de 2.160 adultos, com idades entre 35-44 anos e 65-74 anos e equilibrada por idade, gênero e urbanização para participarem da pesquisa epidemiológica. LCNCs foram examinadas através de um índice (TWI). Os dados foram coletados com base em questionários estruturados que avaliou informações gerais, bem como a saúde

oral. A prevalência de LCNCs foi de 38,8% para 35-44 anos de idade e 56,6% para 65-74 anos de idade. Os primeiros pré-molares, caninos e segundos pré-molares apresentaram a maior prevalência de lesões, enquanto os segundos molares demonstrou o mínimo. Vários fatores de risco como a idade ( $OR = 2,45$ ,  $p <0,001$ ), localização ( $OR = 1,68$ ,  $p = 0,001$ ), freqüência de escovação dentária ( $OR = 1,33$ ,  $p = 0,016$ ), bruxismo ( $OR = 1,37$ ,  $p <0,001$ ) e renda familiar ( $OR = 1,44$ ,  $p <0,001$ ) foram encontrados para ser associados com a ocorrência da lesão. A prevalência de LCNCs foi relativamente alta, nas pessoas de meia-idade e idosos na China e também foi associada a fatores sócio-comportamentais de risco.

## **Morfologia Dental**

Joseph et al. (1996) avaliaram a significância clínica da anatomia da furca de primeiros pré-molares superiores através de análise biométrica realizada em dentes extraídos. Os resultados mostraram que de 100 dentes avaliados 63 tinham raízes fundidas e 37 tinham raízes bifurcadas, desses, 38% tinham furca no terço médio da raiz, 35% no terço apical e 27% no terço cervical. Assim os autores concluíram que a variação anatômica em primeiros pré-molares é freqüente e que estudos biométricos da dentição humana podem auxiliar no melhor entendimento dos mínimos detalhes da morfologia.

Kartal e colaboradores (1998) investigaram a anatomia interna de pré-molares superiores por meio de microscopia de luz com espécimes corados por tinta. Os dentes foram avaliados quanto ao número e tipo de canais, existência de canais laterais, sua localização e ramificação apical. Os autores concluíram que o sucesso na terapia endodontica depende da remoção do tecido pulpar e dos restos necróticos dos canais e que o conhecimento da morfologia dos canais radiculares e suas variações potenciais podem ser de extrema importância para a terapia endodontica.

Tamse et al. (1999) avaliaram clinicamente e radiograficamente 92 dentes tratados endodonticamente fraturados na vertical antes e após a extração. O dente segundo pré-molar superior (27,2%) e raízes mesial dos molares inferiores (24%) foram os dentes mais fraturados. Em 67,4% dos dentes, uma bolsa bucal esteve presente, em 34,8%, uma fistula freqüentemente apareceu mais perto da margem gengival do que para a área apical. A radiolucidez lateral ou uma combinação de radiolucidez periapical lateral foi encontrado em mais da metade dos casos. Os clínicos gerais diagnosticaram corretamente fratura de raiz vertical em apenas um terço dos 92 dentes fraturados nesta pesquisa.

Cohen et al. (2006) avaliaram dentes com fraturas verticais completas ou incompletas estendendo através do esmalte, dentina e polpa no longo eixo do dente. Diferentes variáveis foram investigadas e a sua correlação avaliada estatisticamente com a presença de fraturas radiculares verticais. Os autores avaliaram gênero, localização do dente, idade, achados clínicos e radiográficos, bruxismo e condição pulpar. Coletaram os dados de três diferentes endodontistas, de três regiões geográficas distintas, totalizando 277 dentes. Apesar de as fraturas verticais de raiz ocorrerem em conjunção com qualquer dos parâmetros investigados, somente certos fatores foram demonstrados pelo estudo como mais ocorrentes em número significante de casos. Concluiu-se que as fraturas verticais de raiz são estatisticamente mais prevalentes em molares inferiores e pré-molares superiores. Geralmente as fraturas nesses dentes estão associadas com perda óssea, dor à percussão, restaurações extensas e parecem ocorrer mais em pacientes do sexo feminino idosos. Além disso, os autores observaram que as fraturas verticais de raiz não estão necessariamente relacionadas com perda óssea periapical, alargamento do ligamento periodontal, características pulpares particulares ou bruxismo.

Soares, (2008) avaliou o comportamento biomecânico de pré-molares superiores humanos por meio de análise da distribuição de tensões, deformação da estrutura dental e resistência à fratura, variando a morfologia radicular e o tipo de preparo cavitário. Foram selecionados 40 pré-molares

superiores com dimensões coronárias semelhantes, distribuídos em 4 categorias de morfologia radicular diferentes ( $n=10$ ): Uni – uniradiculares; FA – biradiculares com furca presente no terço apical da raiz; FM– biradiculares com furca presente no terço médio da raiz; FC – biradiculares com furca presente no terço cervical da raiz. Cada dente recebeu sete tipos seqüenciais de remoção de estrutura: H-hígido (controle), O- oclusal; OD- disto-oclusal, MOD-mésio-ocluoso-distal, MOD+Acesso endodôntico, TE- tratamento endodôntico e RC- restauração com resina composta. O comportamento biomecânico dos dentes foi analisado de forma comparativa entre diferentes metodologias: 1) simulação computacional para análise da distribuição de tensões (método de elementos finitos), 2) ensaio laboratorial não-destrutivo para análise das deformações (método de extensometria) e 3) ensaio laboratorial destrutivo para análise da resistência a fratura (método de resistência à fratura), além da realização da classificação do padrão de fratura. Observou-se que a remoção de estrutura dental favoreceu maior acúmulo de tensões e deformação. O tipo de morfologia radicular influenciou no padrão de deformação de cúspide e face proximal, sendo a furca cervical o fator mais importante no aumento dos valores de deformação. A furca presente no terço cervical e sulcos profundos das faces proximais promoveram maior incidência de fraturas severas. Observou-se também correlação direta dos resultados encontrados nos diferentes métodos empregados.

## ***PROPOSIÇÃO***

---

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar a deformação por meio de teste de extensometria e distribuição de tensões por meio de análise computacional de elementos finitos de pré-molares superiores, variando:

*I- Morfologia Radicular:*

- Unirradicular;
- Birradicular;

*II- Presença da lesão:*

- Hígido (Controle)
- 1,25 mm;
- 2,5 mm;

*III- Carregamento oclusal:*

- Axial;
- Oblíquo.

## ***MATERIAIS E MÉTODOS***

---

## **4. MATERIAIS E MÉTODOS**

Esta pesquisa foi composta de duas etapas: ensaio computacional (Método de elementos finitos) e ensaio laboratorial (extensometria).

Delineamento experimental:

1. *Unidade experimental*: pré-molares humanos simulando lesão cervical não cariosa (ensaio de extensometria) e modelo matemático de análise por elementos finitos.

2. *Fatores em estudo*: morfologia radicular (uni ou biradicular), ausência e presença de lesão cervical não cariosa em diferentes profundidades (1,25 e 2,5 mm) e carregamento oclusal (axial e oblíquo).

3. *Variáveis respostas*: Deformação ( $\mu\text{m}$ ), distribuição de tensões (MPa).

4. *Método de análise*: Ensaio de extensometria e análise por método de elementos finitos.

5. *Forma de análise dos dados*: Para os dados de deformação foi empregada análise de variância fatorial (3X3X2) e teste de comparação múltipla de médias. Os dados de distribuição de tensões foram analisados de forma descritiva.

### **4.1 Análise pelo Método de Elementos Finitos**

Análise por meio do Método de Elementos Finitos foi realizada pelas seguintes etapas: construção do modelo (pré-processamento), solução do problema (processamento) e análise dos resultados (pós-processamento) com objetivo de avaliar o comportamento biomecânico dos modelos numéricos virtuais e mensurar os campos de tensões.

A princípio, foi realizada a modelagem das geometrias de interesse, definido as propriedades dos materiais e os tipos de elementos a serem utilizados na geração de malhas. Assim, a estrutura do modelo foi dividida em

número finito de elementos interconectados por pontos nodais, os quais se encontram no sistema de coordenadas X, Y, Z, onde o conjunto resultante é denominado “malha”. Esta etapa foi realizada de maneira controlada, evitando elementos com elevada distorção. Os resultados dos campos de tensões e deslocamentos foram obtidos e a análise do modelo foi efetuada. A análise do deslocamento foi feita pelo critério de von Mises e a análise das tensões comparando-se componentes de máximas tensões principais.

### ***Descrição das etapas***

#### **4.1.1 Escaneamento e modelagem**

Esta etapa utilizou o protocolo de modelos 3D gerado por Soares (2008) sendo realizado da seguinte forma: pré-molar superior hígido foi selecionado e serviu como modelo padrão da porção coronária (Figura 1). Posteriormente, o dente foi posicionado em Scanner de contato (MDX-40, Roland, (Centro de Tecnologia da Informação (CTI), SP, Brasil)) (Figura 1). Com este aparelho foram escaneados todos os contornos externos do dente, calibrado em 0,2mm para cada traçado. A geometria externa escaneada foi convertida em arquivos do tipo \*.STL (Estereolitográficos) (Figura 2). Na sequência, a raiz foi protegida com cera utilidade e a superfície do esmalte inserida em solução de ácido clorídrico 10% durante 10 min para degradação deste tecido. A total remoção do esmalte foi confirmada por meio de análise em lupa estereoscópica com aumento de 40X (Leica, Hanau, Alemanha) além da verificação da preservação da dentina coronária e radicular. Mais uma vez foi realizado escaneamento do dente com objetivo de obter a geometria externa na dentina coronária.

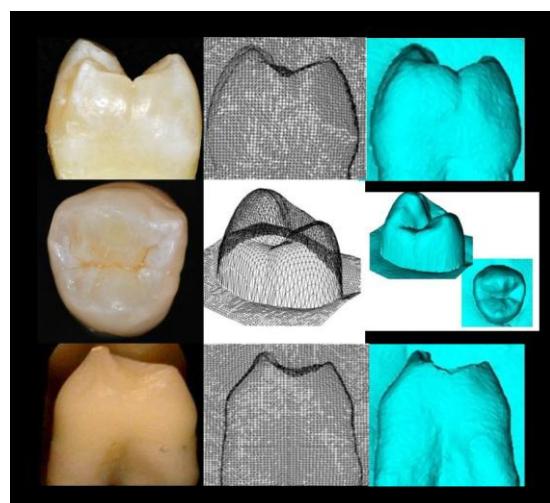


**Figura 1** – Scanner de contato (MDX-40, Roland, Centro de Tecnologia da Informação - CTI, Campinas, SP, Brasil). (Soares, 2008)

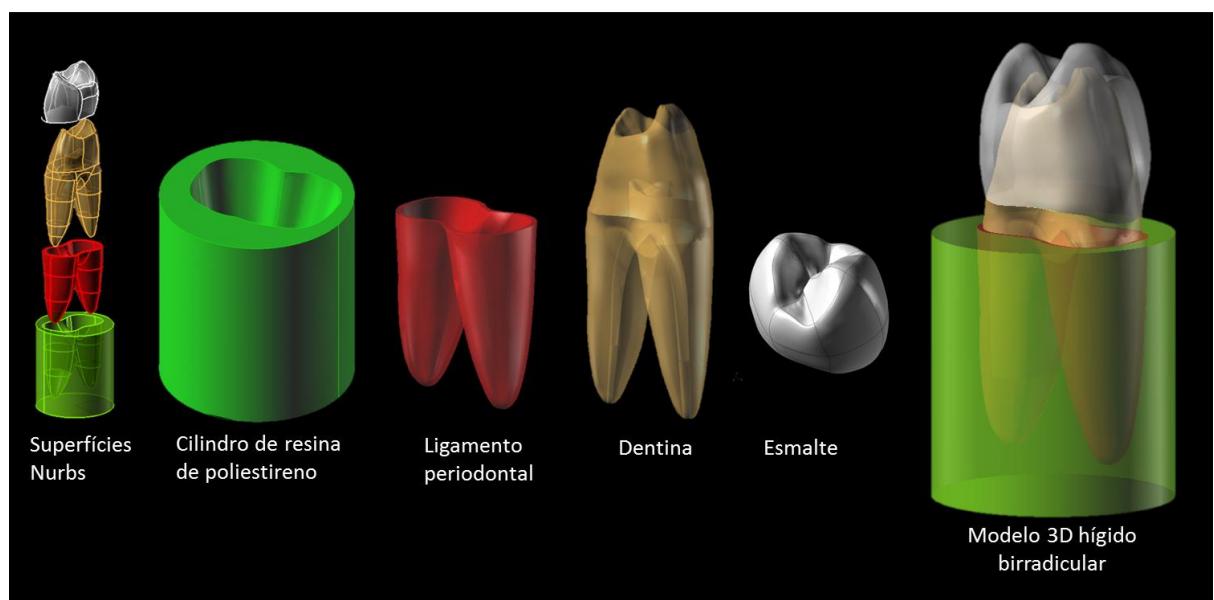
Os arquivos \*.STL do esmalte e dentina foram exportados para software de bio-CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional que serviu de padrão radicular para posterior geração de diferentes configurações de preparos cavitários (Figura 3). Neste programa foram geradas superfícies NURBS (Non Uniform Rational Basis Spline), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens, baseadas na geometria externa obtida. A partir das superfícies foram gerados volumes das estruturas internas e externas do dente hígido escaneado. Após definição das superfícies externas e internas do modelo, seccionou-se o dente e por meio de novo escaneamento, foi gerado modelo da câmara pulpar de acordo com o contorno externo da mesma, enquanto que o conduto radicular foi desenhado a partir da observação radiográfica do dente associado à utilização de referências anatômicas fundamentais obtidas por meio do banco de dados do setor DT3D (Departamento de Tecnologia Tridimensional; Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer; Campinas, São Paulo, Brasil). Para obter bom resultado com MEF , a construção geométrica dos modelos foi reproduzida com maior fidelidade possível.

A simulação do ligamento periodontal e inclusão em cilindro de resina de poliestireno seguiram os padrões utilizados nos experimentos laboratoriais (Soares et al., 2005). As superfícies NURBS das estruturas de esmalte, dentina, polpa, ligamento periodontal e resina de poliestireno foram

montadas e unidas para formação do modelo hígido do pré-molar superior (Figura 3), respeitando as medidas do dente padrão.



**Figura 2** - Escaneamento do esmalte e dentina e geração de arquivo com extensão \*.STL. (Soares, 2008)



**Figura 3** - Geração de modelo tridimensional que serviu de padrão radicular para posterior geração de diferentes configurações de preparamos cavitários.

#### **4.1.2 Definição dos modelos**

Seis modelos tridimensionais de elementos finitos foram criados (Figura 5), representando cada grupo experimental descrito anteriormente. A associação dos fatores em estudo está descrita na Tabela I.

**Tabela I.** Descrição dos modelos computacionais e grupos experimentais.

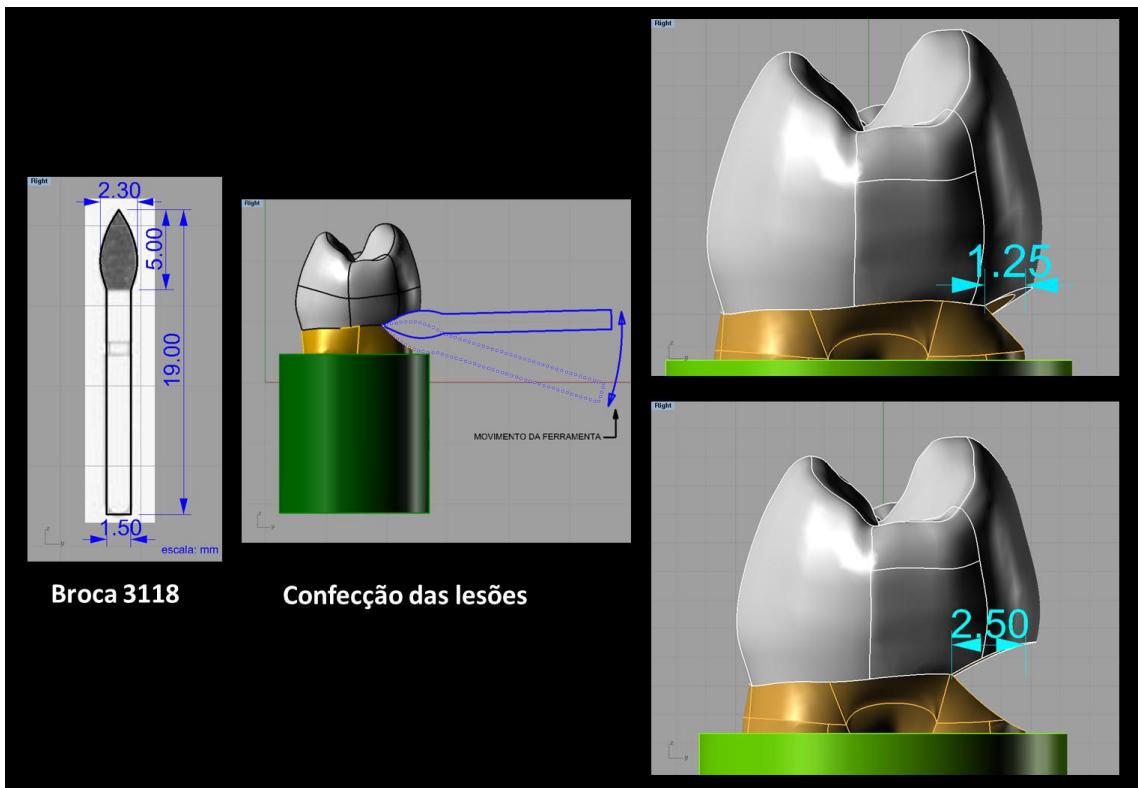
FATOR EM ESTUDO	GRUPO	DESCRIÇÃO
Morfologia radicular	U	Uniradicular
	B	Biradicular
	H	Ausência de lesão
Extensão da lesão	L1	Lesão de 1,25 mm
	L2	Lesão de 2,5 mm
Carregamento	A	Axial
	O	Oblíquo

##### **4.1.2.1 Geração dos modelos variando morfologia radicular**

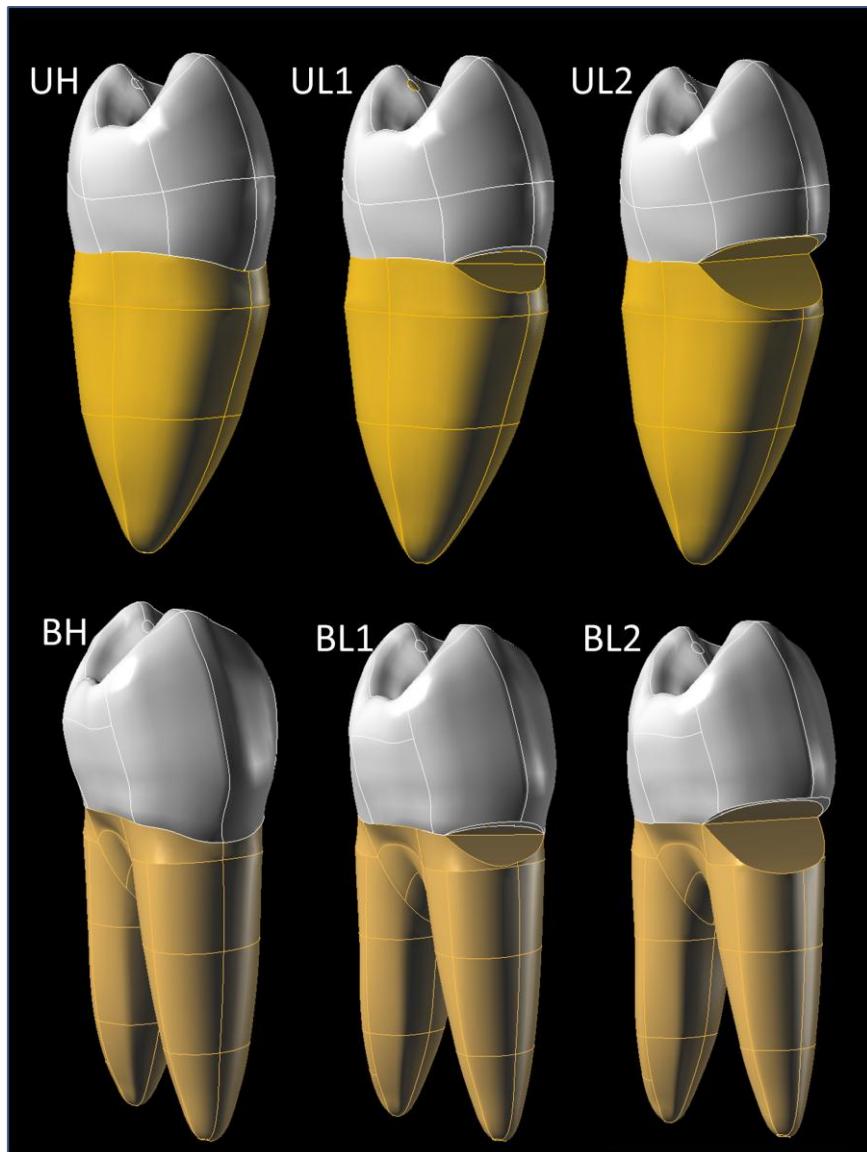
Foram gerados modelos uni e biradiculares conforme ilustrado na Figura 5.

##### **4.1.2.2 Geração dos modelos variando a extensão e presença da lesão**

O fator extensão da lesão foi analisado em três níveis, sendo: modelos com ausência de lesão (UH/BH), modelos com profundidade de lesão de 1,25 mm (UL1/ BL1) e modelos com profundidade de lesão de 2,5mm (Figura 5).



**Figura 4-** Confecção das lesões. Simulação das dimensões da broca 3118 e sua utilização na confecção das diferentes profundidades de lesões.



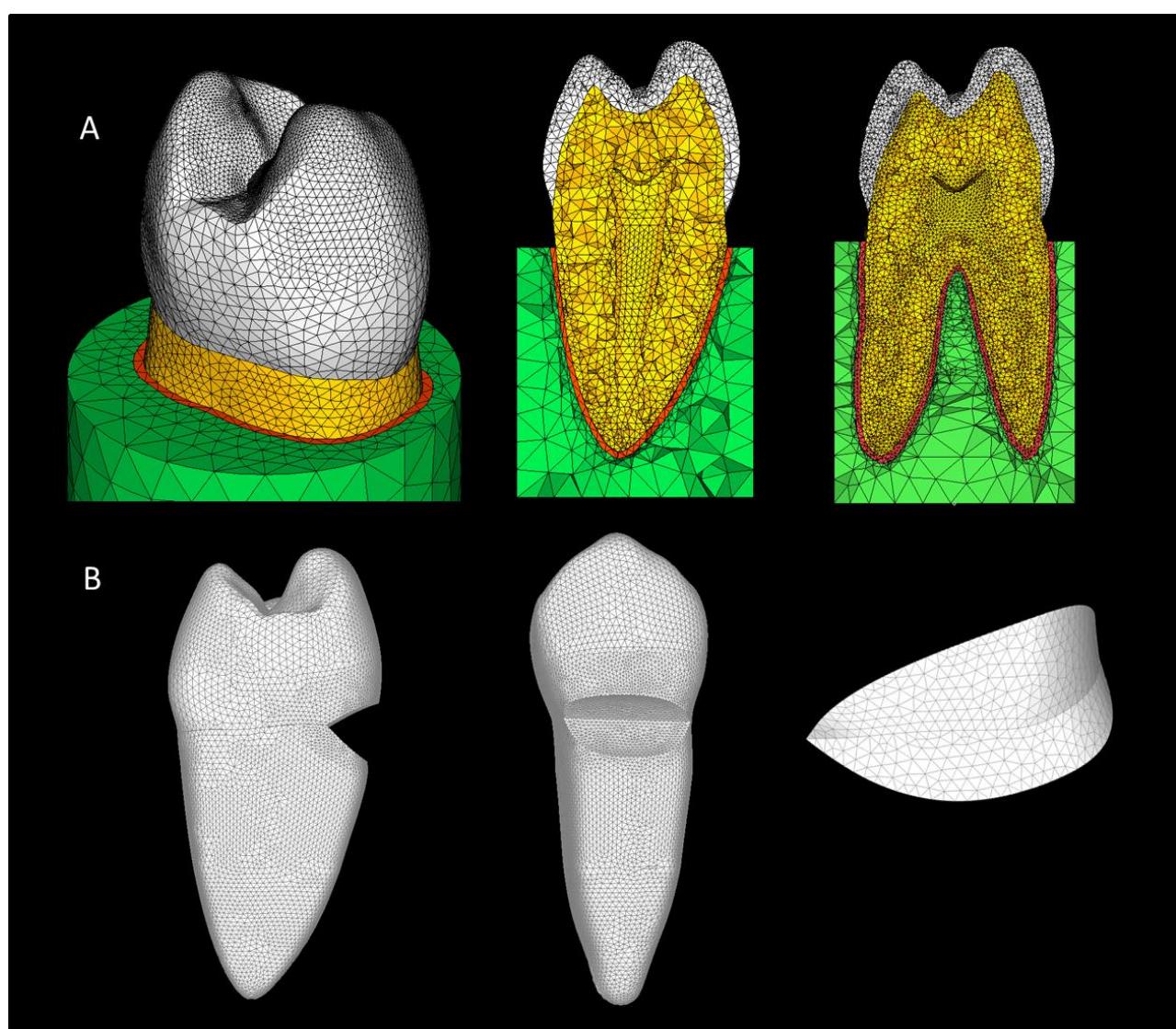
**Figura 5 - Modelos Experimentais**

#### 4.1.3 Geração de malhas

Os modelos geométricos gerados no software Bio-CAD (Computer Assisted Design: Rhino3D, Rhinoceros, USA) foram exportados para o software de pré-processamento (FEMAP, NoranEngineering, USA) e a malha de cada estrutura foi gerada separadamente empregando elemento sólido quadrático do tipo tetraédrico, que consistem de pirâmides de base triangular, nas quais, os nós estão localizados nos vértices de cada pirâmide, assim como no centro de cada aresta, totalizando 10 nós. O processo de

malhagem foi controlado empregrando-se ferramentas específicas do software de pré-processamento, promovendo homogeneidade, conectividade e congruência da malha (boundary mesh) para gerar elementos de qualidade geométrica satisfatória para a realização de uma análise estável. Posteriormente, as propriedades mecânicas necessárias para caracterização das estruturas consideradas isotrópicas, lineares e homogêneas foram obtidas por meio de revisão de literatura e inseridas (Tabela II).

A quantidade de elementos e nós de cada modelo está descrita na Tabela III e as características da malha estão representadas na Figura 6.



**Figura 6-** Característica da malha gerada na estrutura. Observa-se conectividade, controle dos elementos (tamanho, forma e refinamento) e homogeneidade.A- Modelo hígido; B- Modelo com lesão e área da lesão removida.

**Tabela II.** Propriedades mecânicas das estruturas dentais e estruturas de suporte.

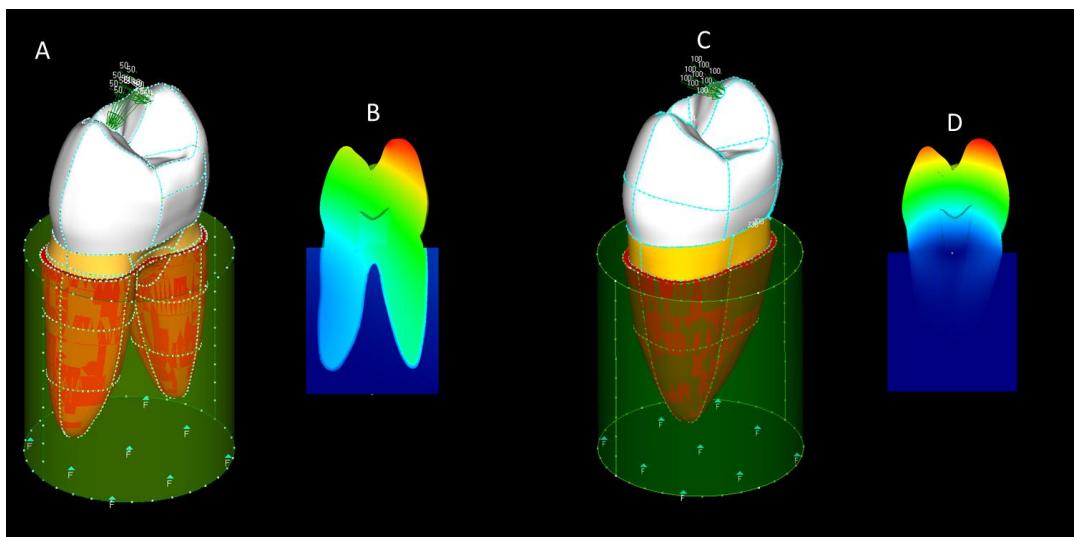
ESTRUTURA / MATERIAL	MÓDULO DE ELASTICIDADE (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON	REFERÊNCIAS
Esmalte	$46.8 \times 10^3$	0.30	(Wright & Yettram, 1979)
Dentina	$18 \times 10^3$	0.31	(Rees et al., 1994)
Polpa	0.003	0.45	(Toparli et al., 2003)
Poliéter	50	0.45	(Farah et al., 1981)
Resina de poliestireno	$13.5 \times 10^3$	0.31	(Stafford et al., 2004)

**Tabela III.** Número de elementos e nós dos modelos.

Modelos	Nós	Elementos
UH	218343	143401
UL1	334301	216481
UL2	483586	320804
BH	754653	498617
BL1	644137	414120
BL2	642211	413209

#### 4.1.4 Aplicação das condições de contorno

Os modelos já malhados foram exportados para o módulo de processamento do software (FEMAP) para definição das condições de contorno, etapa importante na simulação dos contatos entre estruturas, restrição do modelo, aplicação de carga e análise das tensões (Figura 7). Foi aplicada pressão constante de 50N em cada cúspide e de 100 N na cúspide vestibular com direção normal à superfície das vertentes, em pontos previamente demarcados e padronizados no software CAD, empregando esfera de 8,0mm de diâmetro. A restrição do modelo foi realizada na base e superfície lateral do cilindro.



**Figura 7-** Condições de contorno. (A) Aplicação de carga axial (100N) e representação da restrição de deslocamento imposta ao modelo; (C) Aplicação de carga oblíqua (100N) e representação da restrição de deslocamento imposta ao modelo; (B e D) Visualização do padrão do deslocamento do modelo após a solução no módulo de processamento do software NeiNastran Solver (análise de coerência).

#### **4.1.5 Processamento**

Finalizada a etapa de pré-processamento os modelos foram exportados para o núcleo de processamento numérico (NeiNastran, NoranEngineering, USA) e os resultados dos campos de deformação, campo de tensões e deslocamentos foram obtidos. O critério de Von Mises e a tensão máxima principal foram utilizados para demonstrar o padrão de distribuição de tensões em todos os modelos. Todas as etapas da pesquisa foram realizadas em parceria entre o Departamento de Dentística e Materiais Dentários da Universidade Federal de Uberlândia com o CTI (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer) em Campinas.

### **4.2 Ensaio mecânico de extensometria**

#### **4.2.1 Preparo das amostras**

##### **4.2.1.1 Seleção dos dentes**

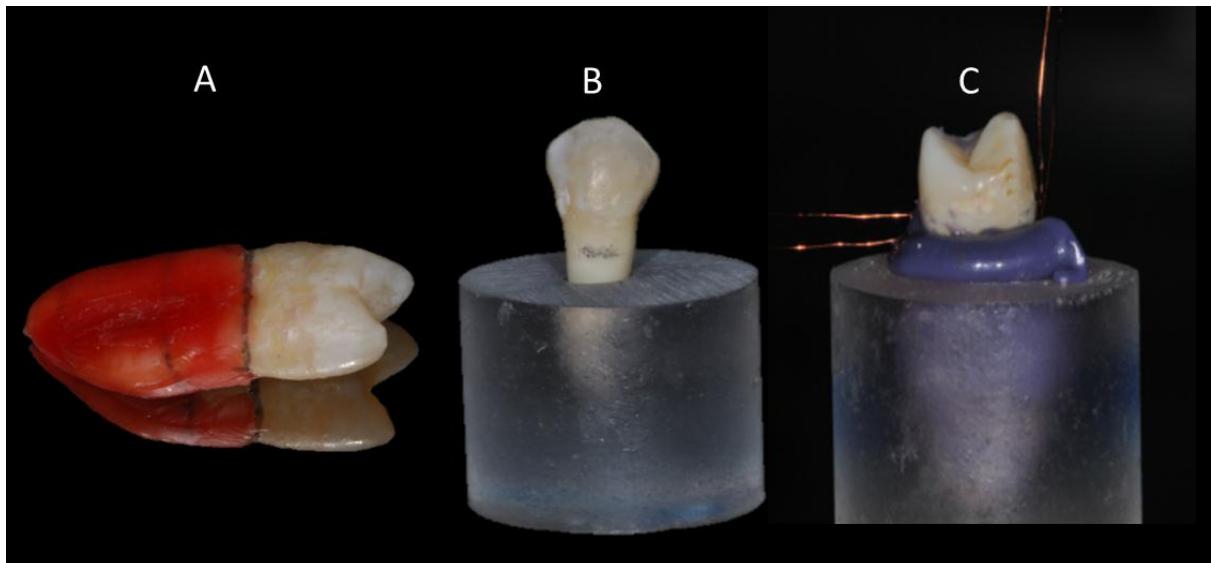
Em um total de 55 pré-molares, foram selecionados quatorze pré-molares humanos, sendo sete uniradiculares e sete biradiculares (com furca no terço cervical), e comprimento semelhantes para este estudo a partir da aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (CEP/UFU:065/11) (Figura 8). Após análise em lupa estereoscópica com aumento de até 40X, os dentes que apresentavam cáries, trincas ou fraturas radiculares não foram utilizados. Os dentes selecionados foram mensurados com paquímetro digital e, a partir das medidas vestíbulo-lingual, mésio-distal da coroa, a distância da furca (para dentes biradiculares) até a união amelo cementária e o comprimento vertical total, aqueles que apresentaram variação maior que 10% da média foram descartados. Em seguida, foram limpos com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, USA) e a profilaxia feita com pedra pomes e água.



**Figura 8-** Dente pré-molar superior. A-dente uniradicular; B-dente biradicular; C- vista proximal; D- vista oclusal.

#### 4.2.1.2 Inclusão e simulação do ligamento periodontal

Para reproduzir a movimentação do dente no alvéolo, o dente foi incluído em resina de poliestireno e o ligamento periodontal simulado com material de moldagem à base de poliéster (Impregum-F, 3M-ESPE, St. Paul, USA) Soares et al. (2005) (Figura 9). No processo de inclusão, o dente foi demarcado com caneta para retroprojetor distando 2,0mm apicalmente da junção amelo-cementária e a porção radicular foi recoberta com cera nº. 7. Então, o dente foi fixado com cera pegajosa pela coroa, à haste de um delineador protético. A mesa móvel do delineador foi colocada perpendicularmente ao longo eixo do dente, e sobre esta foi posicionado um cilindro de PVC e um filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 10 mm, obtida com um vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película, com cera pegajosa. Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado, de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em uma placa com perfurações circulares de 15 mm de diâmetro. Um cilindro de PVC com 25 mm de altura e 18 mm de diâmetro foi posicionado e fixado com cera em torno da raiz do dente. Resina de poliestireno auto-polimerizável foi manipulada e vertida no interior do cilindro de PVC.



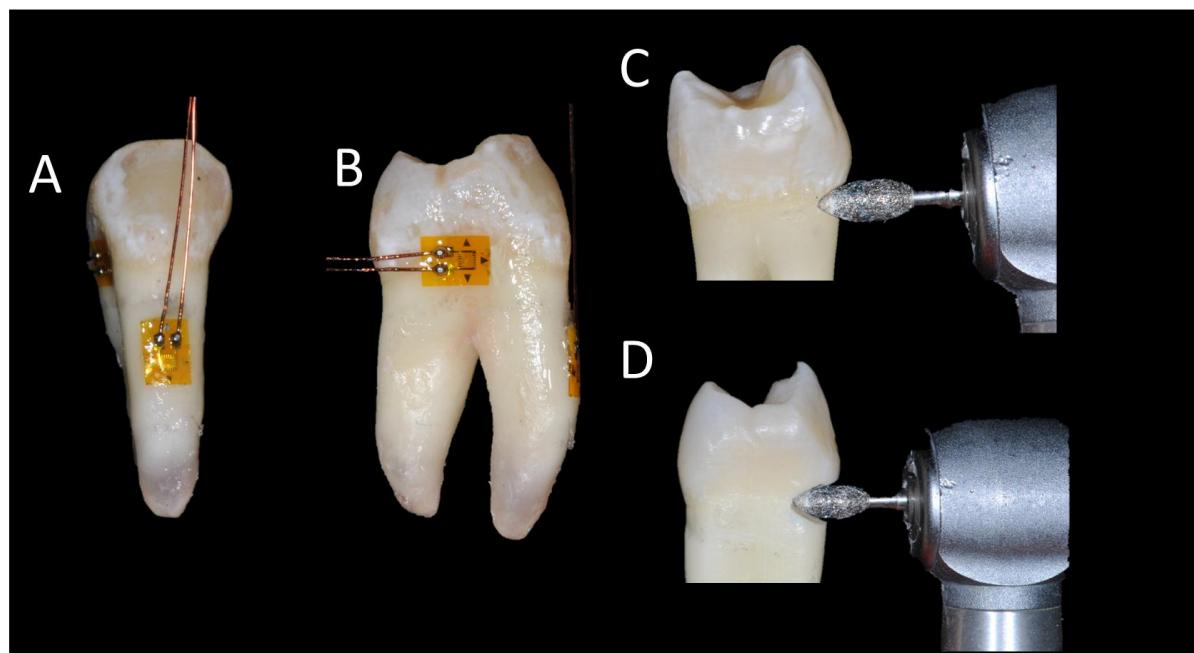
**Figura 9-** Inclusão e simulação do ligamento periodontal. A- alívio em cera; B- inclusão em resina de poliestireno; C- simulação do ligamento periodontal com poliéter.

Decorrido 2 horas da inclusão, o conjunto foi retirado da placa de suporte. Os dentes foram removidos dos alvéolos artificiais e limpos com jato de bicarbonato e água. Após a colagem de um extensômetro na porção radicular da face vestibular do dente o material de moldagem a base de poliéter (Impregum F, 3M Espe, St.Paul, USA) foi inserido no alvéolo e o dente reintroduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite amelo-cementário coincidisse com a superfície do cilindro de resina de poliestireno. Após a polimerização, os excessos foram removidos com lâmina de bisturi n. 11 e as amostras submetidas ao ensaio de extensometria.

#### 4.2.1.3 Confecção das lesões cervicais não cariosas

Após a inclusão, simulação do ligamento periodontal, colagem dos extensômetros radicular e na JAC (Figura 10) e ensaio de extensometria com o dente hígido, as lesões cervicais foram realizadas com ponta diamantada (3118, KG Sorensen, Barueri, SP) simulando ângulo arredondado. Foram simuladas dois tipos de lesões cervicais, com 1,25 e 2,5 mm de extensão respectivamente na base da cúspide vestibular, localizada na junção

amelo-cementária, sendo estas realizadas nos dentes unirradiculares e biradiculares de forma progressiva (Figura 10).



**Figura 10-** A, B - colagem dos extensômetros radicular e mesial; C, D – confecção das lesões cervicais de 1,25 e 2,5mm.

#### 4.3 Ensaio mecânico de extensometria

O ensaio de extensometria foi realizado em todas as amostras de todos os grupos. Para mensuração da deformação foram fixados ao longo eixo dos dentes dois extensômetros PA-06-038AA-120-LEN (Excel Sensores, Embú, SP, Brasil) com fator de sensibilidade (gage factor) de 2,13 (Figura 10). Estes extensômetros apresentam como material de base poliamida e filme metálico de constantan, com auto-compensação da temperatura para aço e grelha com  $4,1 \text{ mm}^2$ , resistência elétrica de  $120\Omega$  e fios de cobre encapsulados soldados nos terminais. Os extensômetros foram colados na dentina radicular face vestibular, na direção do longo eixo radicular e na face proximal mesial próximo à região da lesão (Figura 10). Esta orientação foi determinada a partir de ensaios preliminares que analisaram em diversas orientações a melhor captação de sinais de deformação frente ao carregamento realizado neste

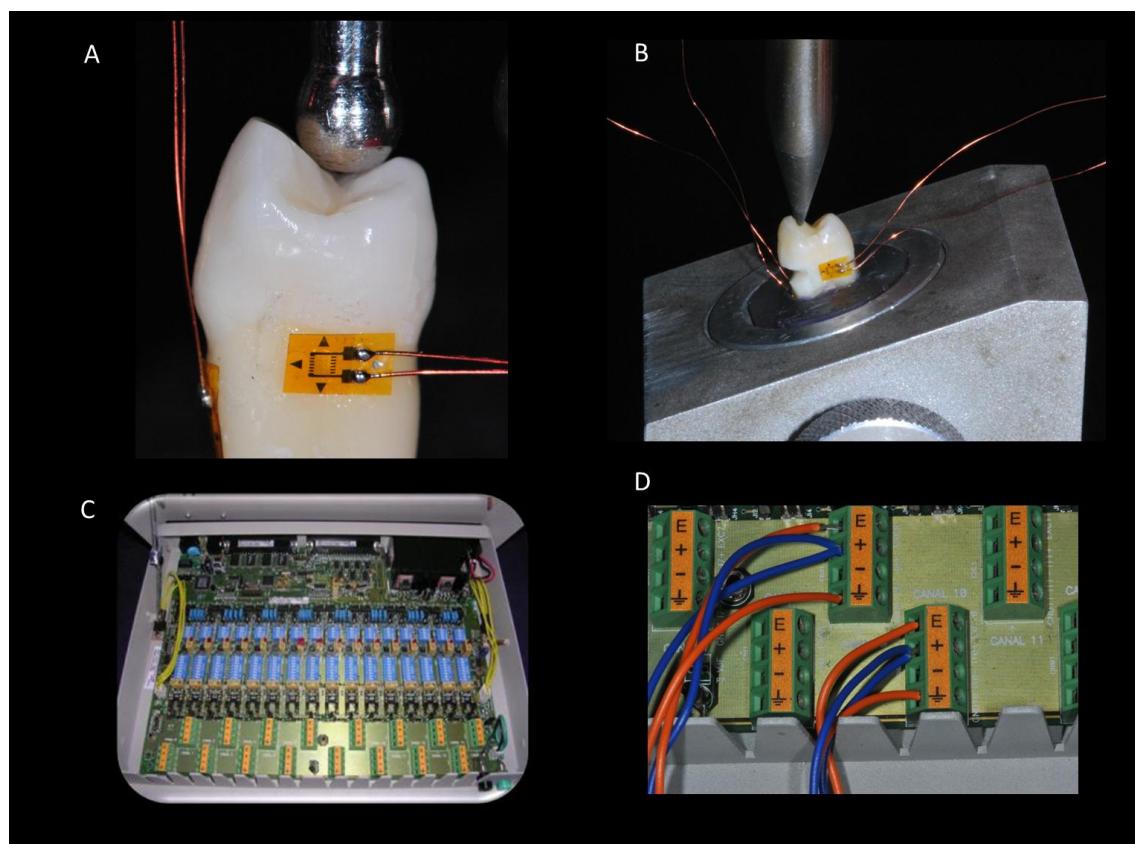
estudo. A fixação dos extensômetros foi realizada com aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 15s, lavagem com água durante 15s e secagem com jatos de ar nas faces onde foram colados os extensômetros. Estes foram aderidos à estrutura dental com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite, Brasil) sob pressão digital durante 60 segundos (Figura 10). Os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C. Posteriormente o ligamento periodontal foi simulado (Soares et al., 2005), onde o material de moldagem a base de poliéster (Impregum F, 3M Espe, St.Paul, USA) foi manipulado de acordo com as normas do fabricante para substituir o espaço ocupado pela cera na porção radicular (Ver item 4.2.1.2).

Resumindo, para o ensaio mecânico de extensometria primeiramente os dentes hígidos foram selecionados, foi realizado um alívio em cera, inclusão do dente em resina de poliestireno, colagem dos extensômetros, simulação do ligamento periodontal, carregamento axial e oblíquo e análise dos resultados. Após a conclusão desta etapa com dentes hígidos, os mesmos foram submetidos à um preparo progressivo das diferentes profundidades de lesão de 1,25 e 2,5mm afim de realizar o mesmo ensaio, seguindo o mesmo protocolo.

O excesso de adesivo e poliéster foram removidos, e os fios dos extensômetros conectados ao Sistema de Aquisição de dados (ADS0500IP, Lynx, SP, Brasil). Como a medida de deformação de cada extensômetro foi obtida separadamente, os extensômetros foram conectados à placa de aquisição de dados com configuração de  $\frac{1}{2}$  ponte de Wheatstone por canal, ou seja, o extensômetro de cada face foi conectado a outro extensômetro colado em amostra passiva (fora do processo de análise) servindo como amostra de compensação de alterações provocadas por variação de temperatura ambiente (Figura 11).

A partir desta etapa a deformação da face vestibular da raiz e da face proximal mesial de cada uma das 2 fases de redução sequencial da

estrutura dental (lesão 1,25 e 2,5 mm) foram mensuradas na mesma amostra. As características dos preparamos seguiram os padrões utilizados nos modelos de elementos finitos. Assim, após o término de cada preparo as amostras foram submetidas à aplicação de carga axial e oblíqua de compressão por meio de dispositivo regulável em alumínio. As amostras foram então inseridas neste dispositivo metálico, o qual foi posicionado na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil), e submetidas à carregamento até 100N em velocidade de 0,5mm/minuto aplicada por uma esfera de 8,0mm de diâmetro e uma ponta de faca (Figura 11).



**Figura 11-** A- Carregamento axial (100N); B- Carregamento oblíquo (100N); C- Placa de aquisição de dados; D- Ligação dos extensômetros nos canais em  $\frac{1}{2}$  ponte de Wheatstone.

Os dados foram transferidos para computador que utilizou software específico de aquisição, transformações de sinais e análise dos dados

(AqDados 7.02 e AqAnalysys, Lynx, SP, Brasil). Durante a aplicação da carga o aquisitor de dados coletou 1 nível de microdeformação ( $\mu$ s) a cada 0,3 segundos utilizando carga contínua de 0 a 100N. Os resultados foram obtidos em microdeformação separadamente região vestibular e proximal. Os dados de deformação proximal e vestibular foram separadamente submetidos a análise de normalidade e homogeneidade, seguidos por análise fatorial (3X2x2) e teste de Tukey ( $\alpha=0,05$ ) para cada grupo em estudo.

## **RESULTADOS**

---

## **5. RESULTADOS**

### **5.1 Distribuição de tensões**

O padrão de distribuição de tensões no interior da estrutura dentinária para todos os modelos avaliados é baseado em barra de mensuração de cor em que cada cor é correspondente ao intervalo de valores de tensão, está apresentado nas Figuras 12 a 18. A cor vermelha no topo da barra representa os maiores valores de tensão, enquanto a cor azul na parte inferior da barra representa os menores valores de tensão. Os maiores valores de tensão máxima principal ( $\sigma_{max}$ ) e pelo critério de von Mises foram obtidos para dente birradicular com carregamento oblíquo e lesão de 2,5mm de profundidade.

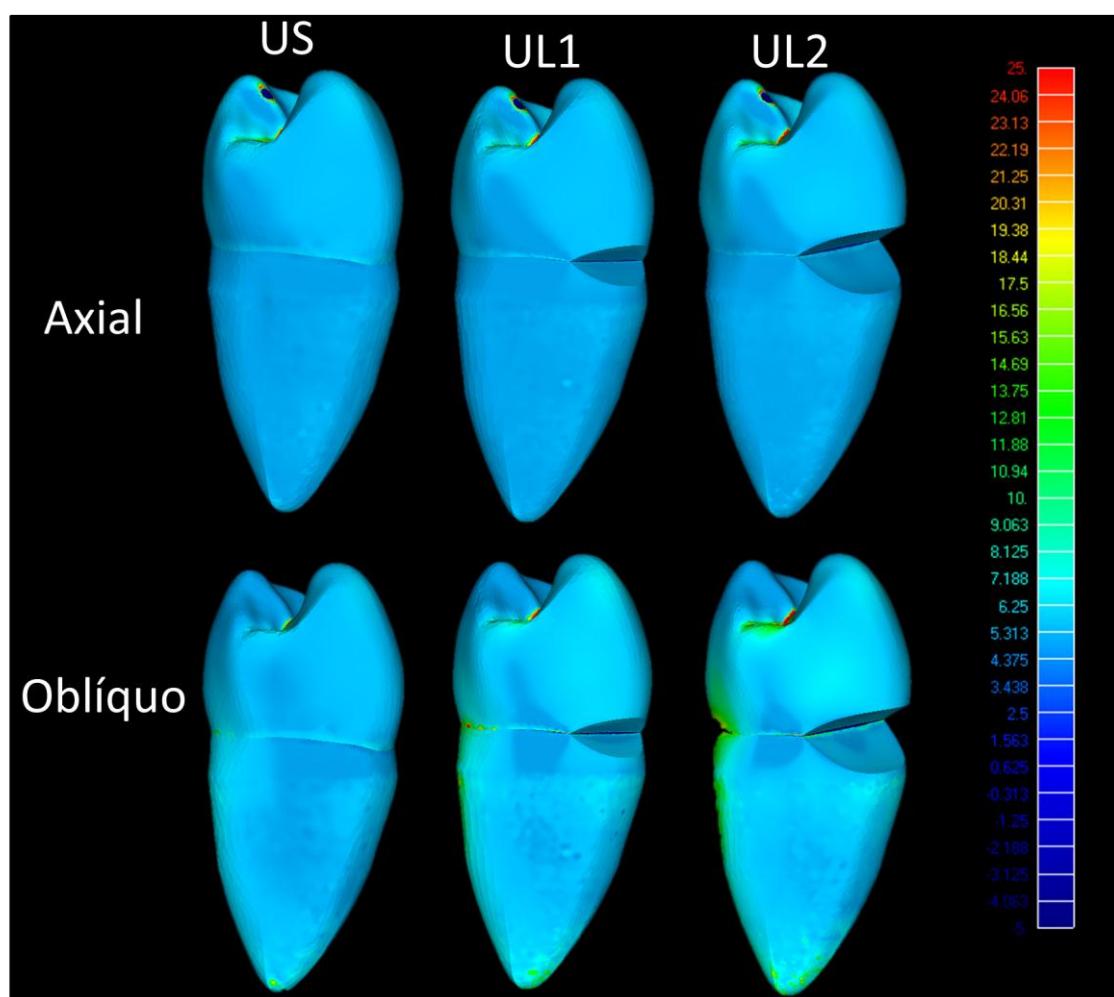
Com obtenção da solução de cada modelo, foi possível no pós-processamento, a análise qualitativa da distribuição de tensões em MPa por meio do critério de von Mises e das tensões máximas principais em X, Y e Z. Os resultados da análise da distribuição de tensões foram associados e validados com os resultados obtidos no teste experimental.

Todos os modelos apresentaram diferenças na distribuição de tensões sob diferentes condições de carga (Figuras 12 a 15), a direção da carga teve um efeito dramático nas tensões de tração. Os resultados estão presentes como TMP (Figura 12 e 13) e critério de von Mises (Figura 14 e 15). Valores positivos e negativos para TMP indicam regiões sob tensões de tração e compressão, respectivamente. Critério de von Mises apresenta concentração de tensões no interior da estrutura em geral com os maiores valores da escala correspondendo às maiores tensões.

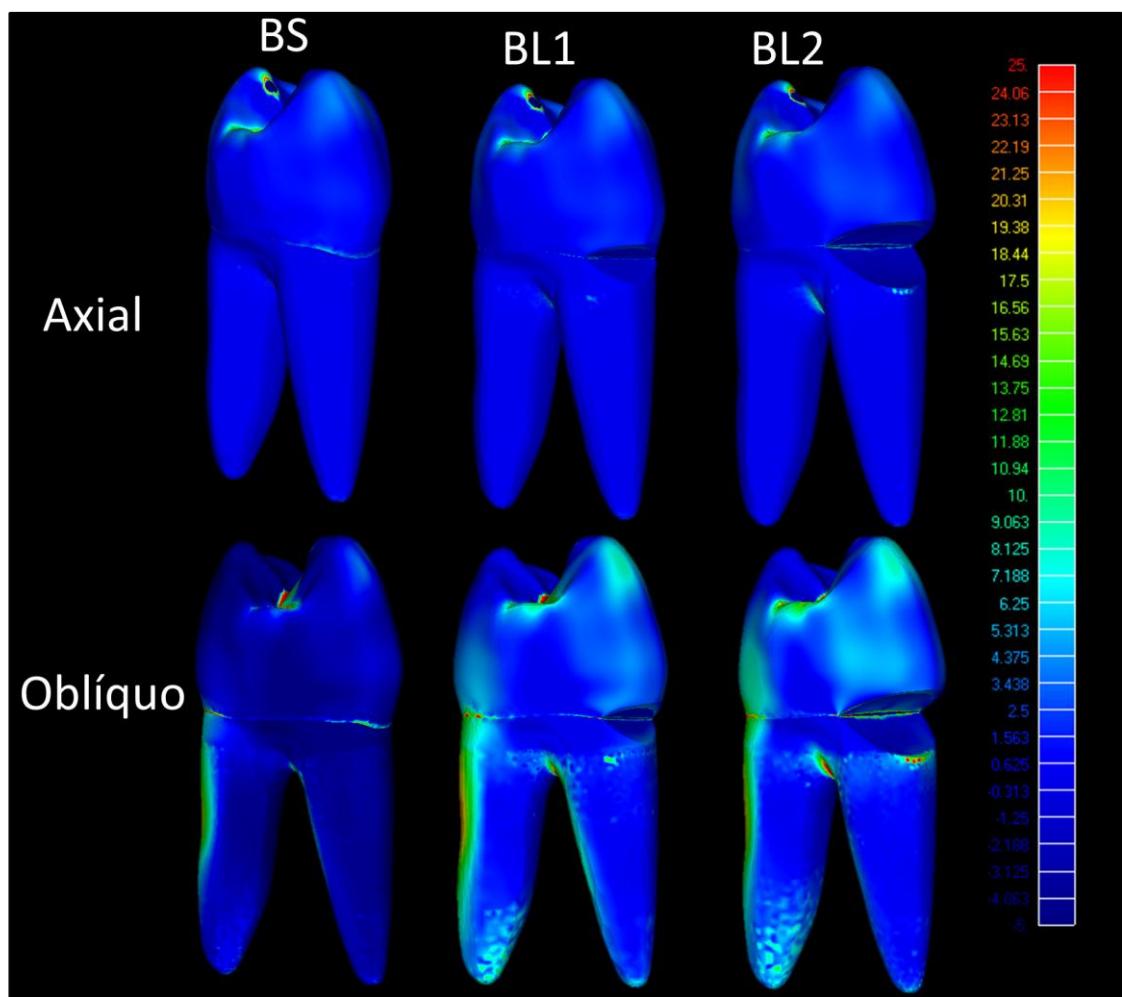
Na situação de carga axial altos valores de tensões compressivas foram observados no interior do esmalte na área onde a força foi aplicada e no esmalte e dentina cervical na região da lesão (Figuras 17 e 18). Em outra

situação, de carga oblíqua, foram observados os maiores valores de tração na superfície palatina ao longo eixo do dente, região de furca bem como na superfície vestibular da cúspide bucal e na região de esmalte vestibular cervical (Figuras 17 e 18). Tabelas IV e V apresentam uma análise quantitativa e mostra que o carregamento oblíquo aumenta concentração de tensões na face mesial, centro da lesão e região de furca.

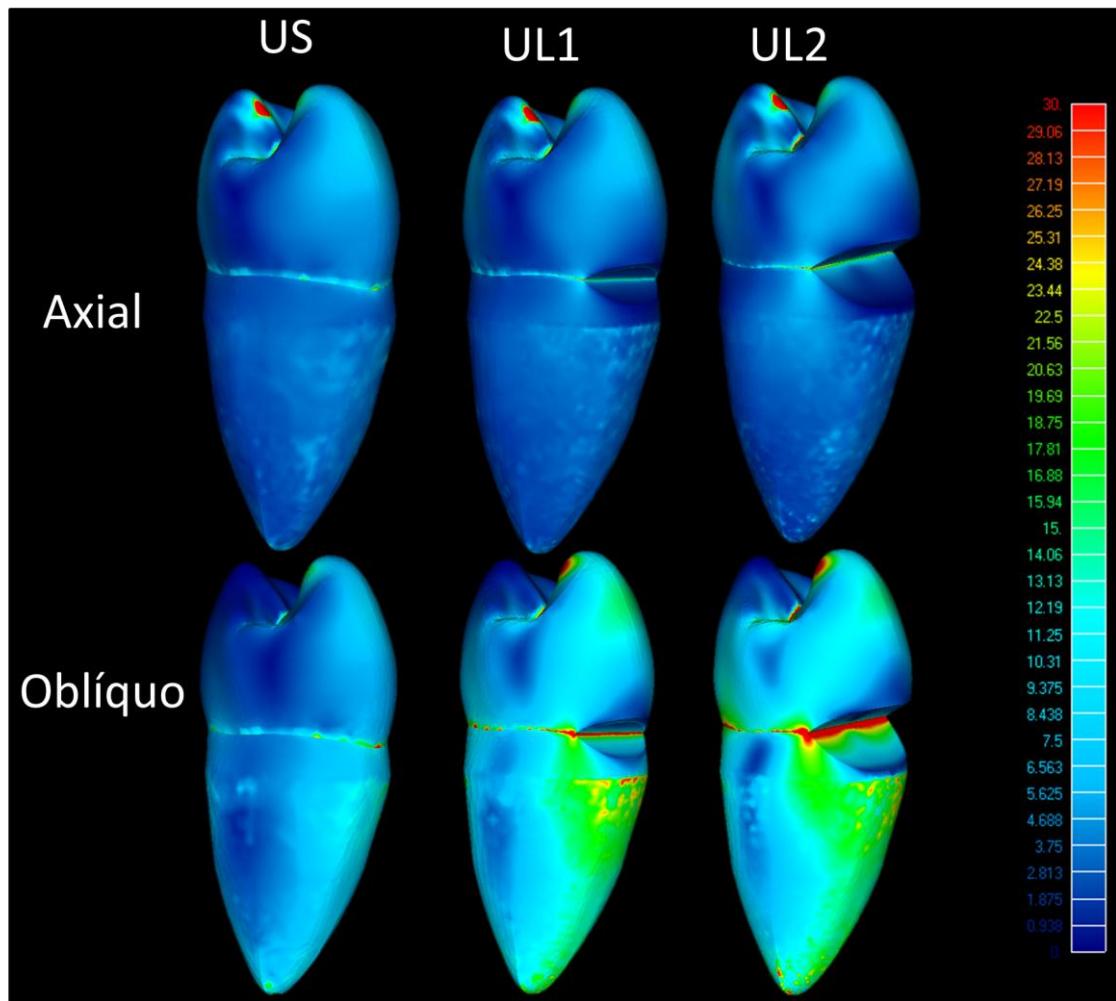
Os altos valores de tensão von Mises são visualizados na figura 14 e 15 e foram principalmente encontrados sob carregamento oblíquo, no centro da lesão de abfração, raiz vestibular, raiz palatina especialmente na JCE e região de furca, superfície da cúspide vestibular e região de esmalte vestibular cervical.



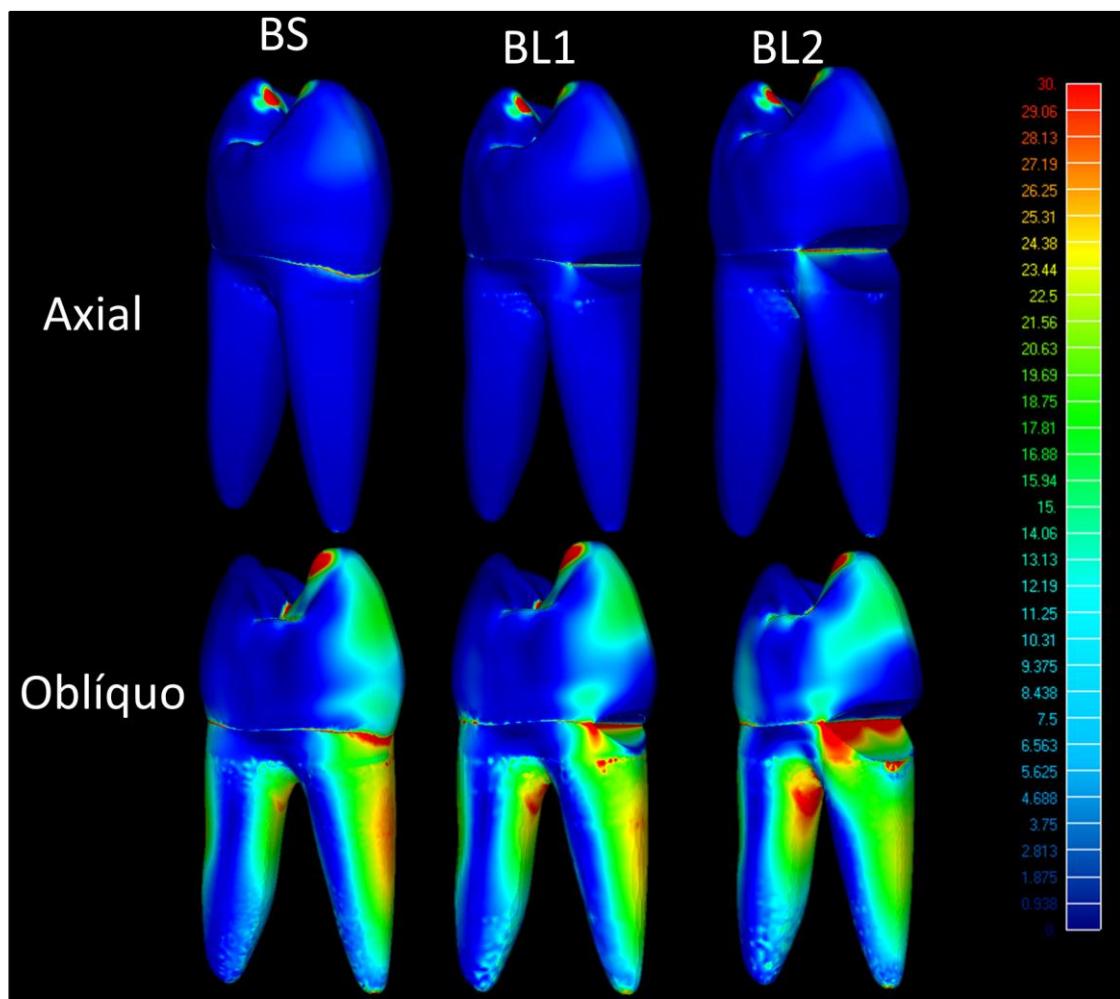
**Figura 12** - Modelos unirradiculares de resultados para tensão máxima principal.



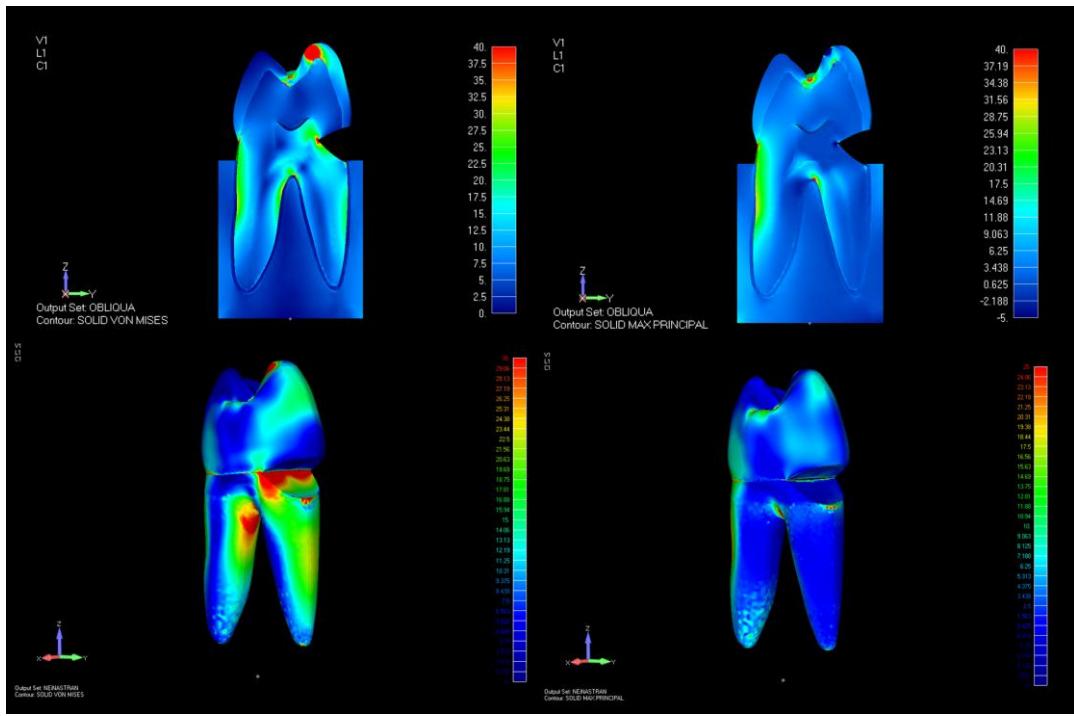
**Figura 13** - Modelos birradiculares de resultados para tensão máxima principal.



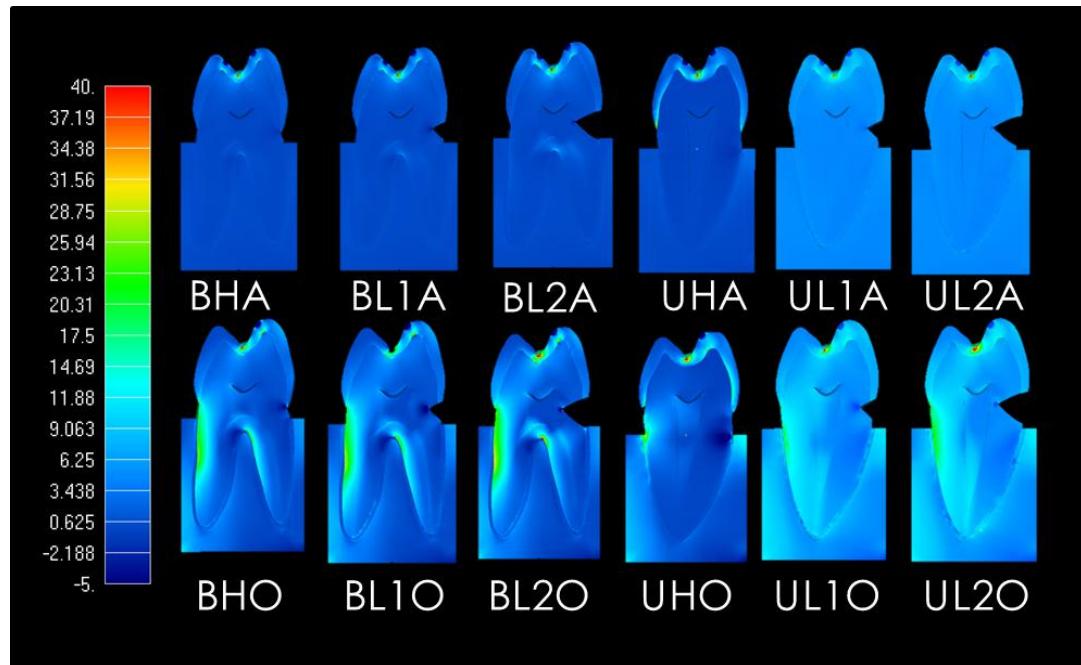
**Figura 14-** Modelos unirradiculares de resultados através do critério de von Mises.



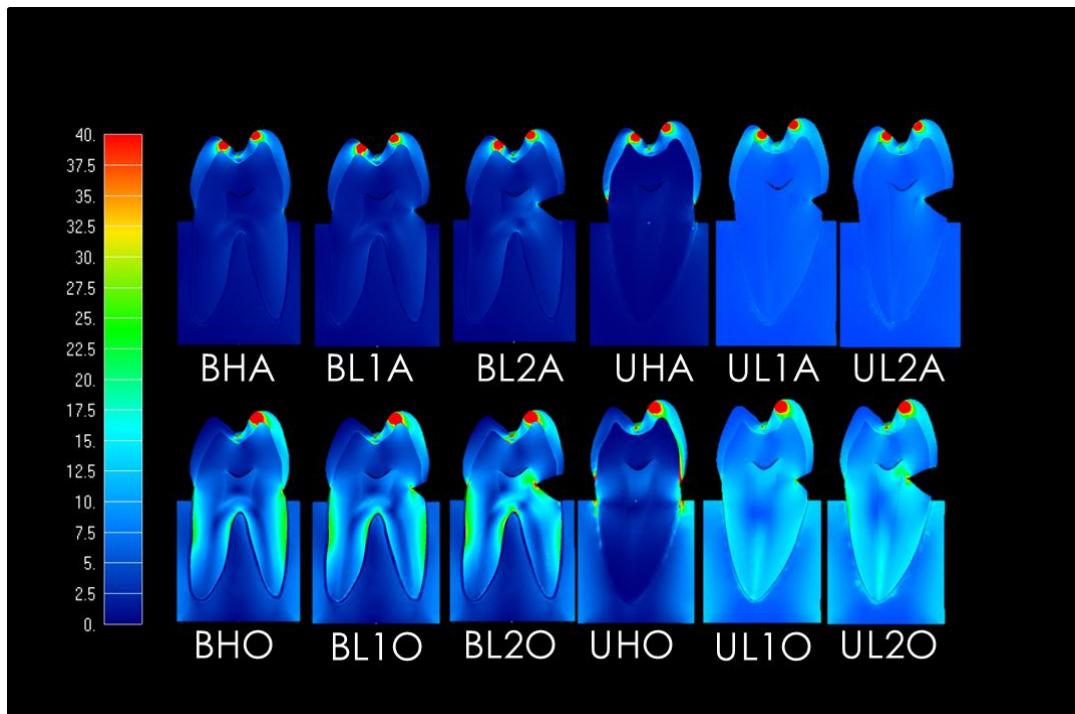
**Figura 15-** Modelos birradiculares de resultados através do critério de von Mises.



**Figura 16-** Modelo com maior concentração de tensão, birradicular com lesão de 2,5mm e carregamento oblíquo. Imagens seccionadas e em perspectiva da análise do critério de Von Mises e Tensão Máxima Principal, respectivamente.



**Figura 17-** Modelos seccionados a partir da análise de tensão máxima principal.



**Figura 18-** Modelos seccionados a partir da análise pelo critério de von Mises.

**Tabela IV- Análise quantitativa**

**MaxPrinc [MPa]**

Modelos	Extremo da Lesão/ Esmalte	Linha da Lesão/ Dentina	Região de Furca/ Dentina
UL1A	19.79	-11.77	-
UL10	80.13	-43.54	-
UL2A	25.15	-17.24	-
UL2O	101.97	-60.16	-
BL1A	16.29	-15.37	8.95
BL1O	68.97	-54.68	38.74
BL2A	27.23	-21.98	18.67
BL2O	102.05	-71.46	69.41

**Tabela V- Análise quantitativa**

**Von Mises [MPa]**

Modelos	Extremo da Lesão/ Esmalte	Linha da Lesão/ Dentina	Região de Furca/ Dentina
UL1A	78,07	52,05	-
UL10	270,8	156,8	-
UL2A	132,9	66,45	-
UL2O	404,5	194,8	-
BL1A	164,8	56,65	30,91
BL1O	501,3	165,7	62,73
BL2A	144	48,01	30,01
BL2O	516,7	187,9	70,5

## **5.2 Deformação**

Para análise estatística do método de extensometria os dados foram testados para normalidade confirmando a homogeneidade da amostra. As medições apresentaram diferentes valores de deslocamento para superfícies mesial e radicular. A superfície mesial não apresentou diferença estatística significante entre os fatores de estudo, para superfície radicular os padrões de deslocamento apresentaram valores estatisticamente significantes entre todos os dentes testados. Efeitos extremamente significantes para raiz ( $p<0.000$ ), direção da carga ( $p<0.000$ ) e lesão ( $p<0.004$ ) foram encontrados nos extensômetros da raiz através dos testes de 3-way ANOVA seguido pelo teste de Tukey e apresentados na tabela VI. A tabela VII apresenta os valores referentes ao extensômetro colado na face mesial e que não apresentou diferença estatística entre os dados.

A medida de deformação seguiu o padrão observado com os modelos de elementos finitos. Os dentes pré-molares superiores birradiculares com furca cervical, 2,5mm de profundidade da lesão e carregamento oblíquo concentraram mais tensões na estrutura dental, seguido pela lesão de 1,25mm com carregamento oblíquo. Por outro lado os dentes uniradiculares hígidos e na presença de carregamento axial apresentaram os menores valores de deslocamento.

**Tabela VI-** Média de deformação (em  $\mu$ S e +- DS), categorias estatísticas definidas pelo Teste de Tukey (n=7) em função da morfologia radicular, carga axial e tamanho da lesão para extensômetros colados na raiz vestibular.

Carga	<i>Unirradicular</i>			<i>Birradicular</i>		
	Hígido	1,25	2,5	Hígido	1,25	2,5
Axial	136,12 (53,08) <sup>Aa</sup>	182,01 (96,33) <sup>Aa</sup>	199,03 (64,59) <sup>Aa</sup>	236,29 (84,56) <sup>Aa</sup>	280,65 (73,92) <sup>Aa</sup>	366,91 (153,77) <sup>Aa</sup>
Oblíqua	467,10 (221,06) <sup>Ab*</sup>	401,51 (66,07) <sup>Ab*</sup>	420,98 (95,19) <sup>Ab*</sup>	692,6 (228,26) <sup>Ab*</sup>	1043,31 (416,72) <sup>Bb*</sup>	1236,14 (290,35) <sup>Bb*</sup>

Categorias de Tukey com as mesmas letras não são estatisticamente significantes comparadas aos outros grupos ( $p < 0,05$ ). Letras maiúsculas foram usadas para comparar grupos em linha horizontal , letras minúsculas foram usadas para comparar grupos em linhas verticais e \* indica diferença significante de comparação entre uni e birradicular para cada grupo. Valores de p foram calculados por 3-way ANOVA com interação de todos fatores

**Tabela VII-** Média de deformação (em  $\mu$ S e +- DS), categorias estatísticas definidas pelo Teste de Tukey (n=7) em função da morfologia radicular, carga axial e tamanho da lesão para extensômetros colados na face mesial.

Carga	<i>Unirradicular</i>			<i>Birradicular</i>		
	Hígido	1,25	2,5	Hígido	1,25	2,5
Axial	63,22 (38,48) <sup>A</sup>	41,31 (22,34) <sup>A</sup>	50,65 (13,89) <sup>A</sup>	73,35 (50,35) <sup>A</sup>	30,40 (10,04) <sup>A</sup>	57,46 (27,92) <sup>A</sup>
Oblíqua	66,75 (44,44) <sup>A</sup>	64,54 (38,13) <sup>A</sup>	22,82 (95,19) <sup>A</sup>	22,34 (7,09) <sup>A</sup>	76,79 (60,68) <sup>A</sup>	58,94 (19,99) <sup>A</sup>

Categorias de Tukey com as mesmas letras não são estatisticamente significantes comparadas aos outros grupos ( $p < 0,05$ ). Valores de p foram calculados por 3-way ANOVA com interação de todos fatores.

## ***DISCUSSÃO***

---

## **6. DISCUSSÃO**

A hipótese gerada no início do estudo foi aceita, os dentes pré-molares superiores birradiculares com furca cervical, maiores profundidades de lesão e submetidos ao carregamento oblíquo concentraram mais tensões na estrutura dental.

Em teoria qualquer contato oclusal capaz de gerar tensões de tração tem a possibilidade de criar uma lesão cervical ou abfração, um processo destrutivo onde a hipersensibilidade dentinária é uma sequela comum nos pacientes. Uma história e avaliação clínica completa do paciente são essenciais para um diagnóstico apurado. Nesta situação, quando cargas laterais foram aplicadas, tensões de tração geradas na área cervical foram maiores comparadas ao carregamento axial na mesma área (Lee et al., 2002). Esse carregamento fora do longo eixo dental produziu tensões de compressão no lado de flexão do dente e tração no lado oposto (Lee & Eakle, 1984; Lee et al., 2002). Essas tensões de tração agindo no dente tendem a promover a ruptura das ligações químicas entre os cristais de esmalte na região cervical (Lee & Eakle, 1984; Lee et al., 2002; Tanaka et al., 2003). O carregamento oblíquo promoveu maiores concentrações de tensões na raiz vestibular independente da presença da lesão o que pode complementar em partes o estudo de Reyes (2009), onde os dentes com abfração apresentaram maiores perdas de inserção do que aqueles sem abfração. E ainda mais, essa pesquisa apresentou concentrações de tensões críticas em áreas da região de furca, além da superfície vestibular radicular e tende a promover uma forte relação com perda de inserção clínica e recessão gengival, ou seja, essas tensões teriam a capacidade de promover a ruptura entre as fibras do ligamento periodontal. As cristas marginais e áreas de contato proximais foram locais de baixa deformação e de acordo com Palamara et al., 2002 maiores deformações foram encontradas na JCE e sob carregamento oblíquo essas deformações tiveram uma tendência de concentração mais vestibular e lingual do que proximal.

Pesquisadores têm utilizado de diversas magnitudes de forças em seus modelos de elementos finitos, variando de 100N a 500N com intuito de comparar os estudos problemáticos de elementos finitos (Palamara et al., 2000; Lee et al., 2002; Rees, 2002; Rees et al., 2003; Borcic et al., 2005; Palamara et al., 2006). No entanto o aumento da carga não promove mudança no padrão de tensões, mas, aumenta os valores (Borcic et al., 2005), porém deve existir um bom senso para não fugir da linearidade, sendo necessário um prévio conhecimento clínico. A análise da congruência e conectividade das malhas, coerência dos deslocamentos dos modelos mostraram que os mesmos são viáveis para a análise por elementos finitos 3D. Cargas axiais geraram tensões uniformes consistindo de compressão que dissipam e causam um encurtamento da coroa do dente como efeito global. Em contraste, cargas oblíquas causam maiores tensões e o dente precisa resistir ao carregamento e a um momento de flexão resultando em regiões recíprocas de tração e compressão, Klahn et al. (1974) confirmaram pelo método de fotoelasticidade que um carregamento oblíquo no dente promove concentração de tensões na região cervical.

Foi observado neste estudo que maior profundidade da lesão cervical promoveu maiores concentração de tensões no interior da estrutura. Esse achado vem de encontro com a literatura onde Palamara et al. (2006) também relatou que onde há perda de substrato dental há maior concentração de tensões na área de LCNC ao redor da JCE e isso aumenta e pode acelerar o processo de perda de tecido. Adicionalmente Kuroe et al.(2000) concluiu em seus estudos que a forma e a dimensão da lesão determinam a severidade da concentração de tensões.

Na literatura consultada não existe uma investigação detalhada da distribuição de tensões em dente pré-molar birradicular (Borcic et al., 2005). Os dentes pré-molares tem a maior taxa de fraturas clínicas entre os dentes posteriores, provavelmente devido a desvantagem anatômica de ter furca

adjacente a região cervical, sulcos marcados em raiz e coroa, que podem ser pontos de concentração de tensões bem como a constrição cervical da coroa (McCoy, 1982), além de apresentar volume menor da coroa e ser submetido ao mesmo esforço mastigatório de dentes mais robustos. A associação desses fatores torna o dente pré-molar mais suscetível a fratura e a perda de estrutura pode ser considerada um fator adicional de enfraquecimento (Soares et al., 2008a). A morfologia radicular se torna regra importante na concentração de tensões que é maior devido à menor área resistente da raiz, ou seja, uma raiz maior ou mais larga tende a promover maior área de resistência da raiz dissipando melhor as tensões (Lee et al., 2002). Portanto, de acordo com essa teoria, o presente estudo obteve resultados semelhantes, raízes birradiculares apresentaram maiores concentrações de tensões devido à menor área de superfície comparadas ao dente unirradicular além da região de furca na cervical.

A análise por meio do MEF foi inicialmente importante para visualizar e analisar áreas concentradoras de tensões e guiar a colagem dos extensômetros no ensaio laboratorial. A associação de análises não destrutivas computacionais, como o método de elementos finitos e experimentais, como a extensometria é importante para análise biomecânica da estrutura como um todo. A associação destas metodologias fornece a visualização das tensões e a quantificação das deformações geradas em uma estrutura frente à aplicação de carga de baixa intensidade, predizendo os possíveis locais iniciais de uma falha biomecânica. A modelagem tridimensional é mais indicada, pois permite maior fidelidade e confiabilidade na análise do padrão de distribuição das tensões, além de simular comportamento das estruturas sob carregamento e ser uma metodologia capaz de identificar os campos de tensões, sejam distorcionais (von Mises) ou não (TMP) (Rees et al., 2003; Soares, 2008; Poiate et al., 2011).

Após o MEF e visualização de regiões de interesse, um extensômetro foi colado no centro da raiz vestibular com o eixo da grelha

positionado paralelamente ao eixo do dente, revelando assim as deformações nesse sentido. Outro extensômetro foi colado na superfície mesial do dente no intuito de capturar as deformações nas proximidades da lesão de abração, no entanto os resultados deste extensômetro não foram estatisticamente significantes, confirmando que as micro-deformações da superfície proximal são menores e que poderiam ser mais concentradas no interior da lesão, como visto através do MEF.

As mensurações por meio da extensometria foram consistentes com o método de elementos finitos para direções de carga, morfologia radicular e tamanho da lesão. Assim, a presença de lesões cervicais associadas com dentes biradiculares e carregamento oblíquo promoveu uma situação clínica muito desfavorável. Esse achado está de acordo com Palamara et. al 2000, os quais relataram que a magnitude, direção e características da deformação no esmalte cervical são altamente dependente dos padrões de carregamento e que o padrão assimétrico de deformação no esmalte cervical vestibular em resposta ao carregamento oblíquo é consistente com a morfologia clínica da LCNC (Hur et al., 2011). Apesar de a literatura relatar através associação de extensometria e MEF que a regra das tensões de tração no desenvolvimento da lesão não esta estabilizada (Palamara et al., 2000), o presente estudo demonstrou cargas oblíquas aumentando os valores de deformação na estrutura dental, especialmente no interior da lesão.

Assim como foi visto nesse estudo estrutura dental de lesão cervical pode ser o centro da concentração de tensões. No entanto é impossível incluir todos fatores que ocorrem intraoralmente em uma simulação computacional e inviável simular com acurácia a dinâmica biológica do dente e suas estruturas de suporte. Por outro lado, uma limitação da extensometria foi a impossibilidade de colar o extensômetro no interior da lesão para visualizar as deformações nessa área. E apesar dessa limitação, o método de extensometria foi capaz de interagir os fatores e concluir que morfologia radicular, aumento da profundidade da lesão e carregamento oblíquo afetam o comportamento

biomecânico de pré-molares aumentando a deformação na estrutura.

Comparando-se morfologia radicular, dentes biradiculares com a furca cervical apresentaram maiores concentrações de tensões e deformações, quanto ao tamanho da lesão, a profundidade de 2,5mm apresentou níveis significantemente maiores de concentrações de tensões e deformações comparados aos dentes hígidos e com profundidade de 1,25mm e a carga oblíqua apresentou maiores concentrações de tensões e deformações comparada à carga axial. Clinicamente, quando observado contato lateral em pré-molares superiores, especialmente biradiculares deve-se ter cuidado adicional quanto a evolução do problema e possível fratura. A partir daí deve-se preocupar com a realização de um correto ajuste oclusal para prevenir o desenvolvimento de lesões de abfração e sua progressão tendo em vista que o fator mais agravante do estudo foi a presença do carregamento oblíquo.

## **CONCLUSÃO**

---

## **7. CONCLUSÃO**

Baseado na metodologia aplicada e nas limitações desse estudo, a seguinte conclusão pôde ser descrita:

1. Presença de lesões cervicais associadas com dentes birradiculares e carga oblíqua afetam o comportamento biomecânico de pré-molares aumentando a concentração de tensões e deformação na estrutura dental. Clinicamente isso poderia resultar em maior atenção dos cirurgiões dentistas quanto à presença de LCNC, especialmente em pré-molares superiores birradiculares e principalmente no que diz respeito ao ajuste oclusal.

## ***REFERÊNCIAS\****

---

---

\* De acordo com a Norma da FOUFU, baseada nas Normas de Vancouver

1. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. **J Biomech.** 2001;34(10):1269-77.
2. Bavbek AB, Dogan A, Cehreli MC. Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. **J Appl Biomater Biomech.** 2011;9(2):118-28.
3. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. **J Oral Rehabil.** 2006;33(1):17-25.
4. Borcic J, Anic I, Smojver I, Catic A, Miletic I, Ribaric SP. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and in malocclusion. **J Oral Rehabil.** 2005;32(7):504-10.
5. Ceruti P, Menicucci G, Mariani GD, Pittoni D, Gassino G. Non carious cervical lesions. A review. **Minerva Stomatol.** 2006;55(1-2):43-57.
6. Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. A demographic analysis of vertical root fractures. **J Endod.** 2006;32(12):1160-3.
7. Eliguzeloglu E, Eraslan O, Omurlu H, Eskitascioglu G, Belli S. The effect of cavity shape and hybrid layer on the stress distribution of cervical composite restorations. **Eur J Dent.** 2011;5(2):180-5.
8. Farah JW, Clark AE, Ainpour PR. Elastomeric impression materials. **Oper Dent.** 1981;6(1):15-9.
9. Filho G. Lesões cervicais e Hipersensibilidade dentinária in TODESCAN, F.F; BOTINO, M.A. Atualização na clínica Odontológica: a prática da clínica geral. médicas, A, editor. São Paulo1996.
10. Geramy A, Sharafoddin F. Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. **Quintessence Int.** 2003;34(7):526-33.
11. Grenness MJ, Tyas MJ, Osborn JE. Mapping a non-carious cervical lesion using stereolithography and dental casts incorporating optical texture. **J Dent.** 2009;37(3):191-7.
12. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent.** 1991;3(1):14-9.

13. Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. *J Esthet Dent.* 1992;4 Suppl(55-64).
14. Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. *J Am Dent Assoc.* 1995;126(5):619-20, 23-4, 27-30.
15. Hur B, Kim HC, Park JK, Versluis A. Characteristics of non-carious cervical lesions--an ex vivo study using micro computed tomography. *J Oral Rehabil.* 2011;38(6):469-74.
16. Ichim IP, Schmidlin PR, Li Q, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dent Mater.* 2007;23(12):1562-9.
17. Jiang H, Du MQ, Huang W, Peng B, Bian Z, Tai BJ. The prevalence of and risk factors for non-carious cervical lesions in adults in Hubei Province, China. *Community Dent Health.* 2011;28(1):22-8.
18. Joseph I, Varma BR, Bhat KM. Clinical significance of furcation anatomy of the maxillary first premolar: a biometric study on extracted teeth. *J Periodontol.* 1996;67(4):386-9.
19. Kartal N, Ozcelik B, Cimilli H. Root canal morphology of maxillary premolars. *J Endod.* 1998;24(6):417-9.
20. Klahn KH, Kohler KU, Kreter F, Motsch A. [Optical tension tests on the origin of the so-called wedge shaped defects in the dental organ]. *Dtsch Zahnaerztl Z.* 1974;29(9):923-7.
21. Kuroe T, Itoh H, Caputo AA, Konuma M. Biomechanics of cervical tooth structure lesions and their restoration. *Quintessence Int.* 2000;31(4):267-74.
22. Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH, Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar--a finite element investigation. *J Dent.* 2002;30(7-8):283-90.
23. Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. *J Prosthet Dent.* 1984;52(3):374-80.
24. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. *J Dent.* 1994;22(4):195-207.

25. Ma H, Wang Q, Liu Z, Wang L. [The influence of lateral occlusal forces to the stress distribution of restorative material of wedge-shaped defect]. **Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**. 2011;29(5):550-4.
26. Magne P, Belser UC. Porcelain versus composite inlays/onlays: effects of mechanical loads on stress distribution, adhesion, and crown flexure. **Int J Periodontics Restorative Dent**. 2003;23(6):543-55.
27. McCoy G. The etiology of gingival erosion. **J Oral Implantol**. 1982;10(3):361-2.
28. McCoy G. On the longevity of teeth. **J Oral Implantol**. 1983;11(2):248-67.
29. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. **Aust Dent J**. 2009;54(1):2-8.
30. Miller N, Penaud J, Ambrosini P, Bisson-Boutelliez C, Briancon S. Analysis of etiologic factors and periodontal conditions involved with 309 abfractions. **J Clin Periodontol**. 2003;30(9):828-32.
31. Nguyen C, Ranjikar S, Kaidonis JA, Townsend GC. A qualitative assessment of non-carious cervical lesions in extracted human teeth. **Aust Dent J**. 2008;53(1):46-51.
32. Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. **Dent Mater**. 2000;16(6):412-9.
33. Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. **Aust Dent J**. 2002;47(3):218-22.
34. Palamara JE, Palamara D, Messer HH, Tyas MJ. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. **J Dent**. 2006;34(3):185-94.
35. Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions-a clinical concept based on the literature review. Part 1: prevention. **Am J Dent**. 2011;24(1):49-56.
36. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate E, Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. **Comput Methods Programs Biomed**. 2011;104(2):292-9.
37. Poiate IA, Vasconcellos AB, Poiate Junior E, Dias KR. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. **Braz Oral Res**. 2009;23(2):161-8.

38. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J Oral Rehabil.** 2002;29(2):188-93.
39. Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. **Eur J Oral Sci.** 2004;112(4):347-52.
40. Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. **Eur J Oral Sci.** 2003;111(2):149-54.
41. Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. **J Dent.** 1998;26(4):361-7.
42. Rees JS, Jacobsen PH, Hickman J. The elastic modulus of dentine determined by static and dynamic methods. **Clin Mater.** 1994;17(1):11-5.
43. Reyes E, Hildebolt C, Langenwalter E, Miley D. Abfractions and attachment loss in teeth with premature contacts in centric relation: clinical observations. **J Periodontol.** 2009;80(12):1955-62.
44. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dent Mater.** 1991;7(3):186-90.
45. 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. **J Oral Rehabil.** 2008;35(2):128-34.
46. Soares CJ. **Influência da configuração do preparo cavitário na distribuição de tensões e resistência a fratura de restaurações indiretas estéticas.** [Doutorado]. Piracicaba: FOP; 2003.
47. Soares CJ, Pizi EC, Fonseca RB, Martins LR. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. **Braz Oral Res.** 2005;19(1):11-6.
48. Soares CJ, Soares PV, de Freitas Santos-Filho PC, Castro CG, Magalhaes D, Versluis A. The influence of cavity design and glass fiber posts on biomechanical behavior of endodontically treated premolars. **J Endod.** 2008a;34(8):1015-9.
49. Soares PV. **Análise do complexo tensão-deformação e mecanismo de falha de pré-molares superiores com diferentes morfologias radiculares e**

**redução seqüencial de estrutura dental.** [Tese]. Piracicaba: FOP/Unicamp; 2008.

50. 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. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(2):114-22.
51. Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araujo TC, Campos RE, Araujo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. **J Prosthodont.** 2008c;17(2):114-9.
52. Stafford CM, Harrison C, Beers KL, Karim A, Amis EJ, VanLandingham MR, et al. A buckling-based metrology for measuring the elastic moduli of polymeric thin films. **Nat Mater.** 2004;3(8):545-50.
53. Takehara J, Takano T, Akhter R, Morita M. Correlations of noncarious cervical lesions and occlusal factors determined by using pressure-detecting sheet. **J Dent.** 2008;36(10):774-9.
54. Tamse A, Fuss Z, Lustig J, Kaplavi J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. **J Endod.** 1999;25(7):506-8.
55. Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. **J Oral Rehabil.** 2003;30(1):60-7.
56. Tomaszik M. [Analysis of etiological factors involved in noncarious cervical lesions]. **Ann Acad Med Stetin.** 2006;52(3):125-36.
57. Toparli M, Aykul H, Sasaki S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil.** 2003;30(1):99-105.
58. Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using a three-dimensional finite element method. **J Oral Rehabil.** 2000;27(12):1077-81.
59. Vasudeva G, Bogra P. The effect of occlusal restoration and loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. **J Conserv Dent.** 2008;11(3):117-20.

60. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. **J Dent.** 2008;36(10):759-66.
61. Wright KW, Yettram AL. Reactive force distributions for teeth when loaded singly and when used as fixed partial denture abutments. **J Prosthet Dent.** 1979;42(4):411-6.
62. Yaman SD, Sahin M, Aydin C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. **J Oral Rehabil.** 2003;30(6):630-41.

## **ANEXOS**

---

## **ANEXO 1**

### **Carta do cep de aprovação do projeto**



Universidade Federal de Uberlândia  
Pro-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação  
COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP  
Avenida João Naves de Ávila, nº. 2160 – Bloco A – Sala 224 - Campus Santa Mônica - Uberlândia-MG –  
CEP 38400-089 - FONE/FAX (34) 3239-4131; e-mail: [cep@propo.ufu.br](mailto:cep@propo.ufu.br); [www.comissoes.propo.ufu.br](http://www.comissoes.propo.ufu.br)

**ANÁLISE FINAL Nº. 372/11 DO COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA PARA O PROTOCOLO REGISTRO CEP/UFU  
065/11**

**Projeto Pesquisa:** "Comportamento biomecânico de pré-molares superiores uni e birradiculares com diferentes níveis de lesão cervical não cariosa".

**Pesquisador Responsável:** Paulo Vinicius Soares

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 196/96, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 196/96, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.
- c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução 196/96/CNS, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Entrega de Relatório Final: **fevereiro de 2012**

**SITUAÇÃO: PROTOCOLO APROVADO**

**OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.**

Uberlândia, 10 de junho de 2011.

Profa. Dra. Sandra Terezinha de Farias Furtado  
Coordenadora do CEP/UFU

