

Livia Fávaro Zeola

**Associação de Fadiga Cíclica, Biocorrosão e Fricção na
Formação Microestrutural de Lesões Cervicais Não
Cariosas**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2015

Livia Fávaro Zeola

Associação de Fadiga Cíclica, Biocorrosão e Fricção na Formação Microestrutural de Lesões Cervicais Não Cariosas

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

Orientador: Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares

Banca examinadora:

Prof. Dr. Carlos José Soares

Prof. Dr. Luís Henrique Araújo Raposo

Prof.Drª. Regina Guenka Palma-Dibb

Uberlândia, 2015

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

Z56a Zeola, Livia Fávaro, 1990-

2015 Associação de fadiga cíclica, biocorrosão e fricção na formação
microestrutural de lesões cervicais não cariosas / Livia Fávaro Zeola. -
2015.

85 f. : il.

Orientador: Paulo Vinícius Soares.

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

Inclui bibliografia.

1. Odontologia - Teses. 2. Fricção - Teses. 3. Método dos elementos
finitos - Teses. 4. Microscopia confocal - Teses. I. Soares, Paulo
Vinícius, 1980-. II. Universidade Federal de Uberlândia, Programa de
Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

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

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº269 - COPOD

Data: 12/02/2015

Discente: Livia Fávaro Zeola, Matrícula: (113120DO009)

Título do Trabalho: Efeito da Associação de Fadiga Cíclica, Biocorrosão e Fricção na Formação Microestrutural de Lesões Cervicais Não Cariosas.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Biomecânica Aplicada a Odontologia

Projeto de Pesquisa de vinculação: Biomecânica Aplicada a Odontologia

As **oito horas e trinta minutos** do dia **doze de fevereiro do ano de 2015** no Anfiteatro Bloco 4L, Anexo A, Sala 23, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2015, assim composta: Professores Doutores: Luís Henrique Araújo Raposo (UFU); Regina Guenka Palma-Dibb (FORP/USP); e Carlos José Soares (UFU) coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia. O Prof. Dr. Paulo Vinícius Soares, orientador da candidata **Livia Fávaro Zeola**, participou da defesa por meio de videoconferência.

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

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

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

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

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às **12** horas e **45** minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Prof. Dr. Luis Henrique Araújo Raposo - UFU

Prof. Dr. Regina Guenka Palma-Dibb – FORP/USP

Prof. Dr. Carlos José Soares - UFU
Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Uberlândia, MG. Av. Pará s/n, Bloco 4LB, Sala 4L B35, Fone:(34) 3225 8115, www.ppgd.ufu.br, copod@umuarama.ufu.br.

DEDICATÓRIA

A Deus,

Agradeço por ter me dado a oportunidade de vir ao mundo com saúde e por nascer em uma família unida e cheia de amor. Agredeço por ter me mostrado o caminho da fé. Só assim, foi possível vencer todos os obstáculos e chegar ao meu objetivo. E além disso, agradeço pelo dom da sabedoria, que me ajuda a viver e fazer as melhores escolhas a cada dias. Sem Deus nada seria possível.

À minha família,

Aos meus pais, **David e Virlânia** não tenho palavras para agradecer todo o apoio, em todos os momentos dessa fase de minha vida. Vocês foram as pessoas que não mediram esforços para que mais um sonho meu fosse realizado. Todos os obstáculos e dificuldades só puderam ser superados porque vocês estavam lá para me aconselhar, me acalmar e me nortear todos os dias. Todas as palavras que aqui fossem escritas, seriam insuficientes para dizer o que vocês significam para mim. Amo imensamente vocês dois. E essa vitória é nossa.

Ao meu irmão **Davizinho** por sempre me ouvir, por todos os momentos em que me fez rir quando eu mais precisava e por ser uma pessoa essencial para que esse objetivo fosse alcançado. Você acompanhou de perto todas as minhas angústias e medos, e sempre tinha uma palavra motivadora e de me trazia forças para continuar em minha trajetória. Amo você.

Aos meus avós **Irani, Ênio, Aparecida e Divino**, por todo o carinho e preocupação com que tiveram comigo e principalmente pelas orações que fizeram com que eu tivesse forças para continuar em minha caminhada, e tivesse sucesso nessa conquista.

Aos meus **tios e tias e primos**, agradeço por toda a torcida e apoio.

AGRADECIMENTOS

Ao professor **Dr. Paulo Vinícius Soares**, só tenho agradecer por todas as oportunidades concedidas e por acreditar em mim, durante todos esses anos. São mais de seis anos como sua orientada e hoje posso dizer que te considero além de orientador, um grande amigo. Agradeço imensamente por todos as nossas conversas, pelo conselhos, discussões e por tudo que pude aprender com você. A cada dia te admiro mais pelo profissional competente que é, por sua capacidade de sempre agregar pessoas ao seu redor e por não hesitar em mergulhar em novos projetos. Obrigada por tudo.

Aos **professores da área de Dentística e Materiais Odontológicos**, Carlos José Soares, Murilo de Sousa Menezes, Paulo Sérgio Quagliato, Paulo César Santos-Filho, Veridiana Resende Novais, Gisele Rodrigues Silva e Roberto Elias Campos, por todo o apoio, todos ensinamentos e todas as palavras de amizade. Tenho vocês como exemplos e me espelho em vocês como profissionais.

Aos demais **professores do programa de pós-graduação**, Paulo César Simamoto Júnior, Flávio Domingues das Neves, Alfredo Júlio Fernandes Neto, Denildo de Magalhães, Adriano Mota Loyola, Sérgio Vitorino Cardoso, João Carlos Gabrielli Biffi, Liliane Parreira Tannús Gontijo. Obrigada por todos os conhecimentos transmitidos durante esses dois anos. Vocês foram pessoas essenciais para o meu desenvolvimento e para que eu me tornasse uma profissional melhor.

A **Professora da Faculdade de Odontologia da USP-Ribeirão Preto** Regina Guenka Palma-Dibb, pela disponibilidade com que me recebeu em Ribeirão Preto para o desenvolvimento desse trabalho. Conhecer a senhora foi um grande prazer. Em todos os nossos contatos, percebi a grande profissional que é pude aprender muito ao seu lado. O sucesso desse trabalho também se deve a senhora.

Aos **alunos da pós graduação FORP-USP**, principalmente a Juliana, por terem me recebido com muito carinho e por sempre estar dispostos a me ajudar e ensinar.

À **família LCNC e a “mãe” Michelle**, Bruno, Fabrícia, Analice, Giovana, Lorraine, Alexandre, Andrea, Pedro, Guilherme, Vitor, Marina, Paola, Daniela, Tatiana, Alexia, Igor, Soninha, Ramon, Michele, Fernanda, Anaíra, Priscilla, Tiago vocês sempre estavam ao meu lado quando eu mais precisava. Para mim tudo se resume em palavras, risadas, angústias, histórias, festas, pesquisa, conselhos, reuniões, amizade, família. Hoje, ao final mestrado, posso dizer que tenho uma família em Uberlândia e sei que posso contar com todos vocês para qualquer coisa. Não tenho dúvidas de que se não estivessem aqui, a caminha teria sido muito mais árdua e menos prazerosa.

As **amigas – irmãs** Analice e Fabrícia, por nunca deixarem com que parasse de acreditar no meu sonho. Vocês duas foram os meus braços direito e esquerdo nesses anos. Brícia, você sabe que desde a iniciação científica eu tenho muito orgulho de ser sua co-orientada, e que meu crescimento se deve muito a você. Ana, em pouco tempo de convivência você se tornou uma grande amiga e uma grande referência para mim. Vocês foram essenciais para que tudo desse certo.

As **amigos** Alexandre Coelho Machado, Analice Giovani Pereira e Aline Bicalho Arêdes e por toda a ajuda durante a execução deste estudo.

As **amigas** Tatiana e Alexia, dizer obrigada seria pouco, por toda a ajuda para a execução desse trabalho. Vocês foram peças chave para que o sucesso desse trabalho fosse atingido. Agredeço por todas as nossas conversas, nossas viagens a Ribeirão Preto, almoços fora do horário, e todos os momentos extras no laboratório. No ínicio tínhamos apenas uma relação profissional, mas hoje me considero uma grande amiga e confidente de vocês. Esse trabalho não poderia ter se realizado sem vocês.

Obrigado as minhas **amigas do grupinho de 10**, Camila, Polliana, Rebeca, Taís, Maíra, Ana Carolina, Renata, Nátilia, Fernanda por toda a

amizade de vocês e todo o carinho que tem comigo. Mesmo a distância nos mantemos unidas e com certeza nossa amizade vai muito além dos anos de graduação

As **amigas do mestrado** Camila, Fernanda, Giselle, Isabela, Luana e Renata agradeço por tudo que passamos juntas nesses dois anos: alegrias, desesperos, conquistas, tristezas, desabafos, seminários, risadas, festas e principalmente hashtags. Vocês fizeram com que essa etapa da minha vida fosse mais feliz e me mostraram que grandes amizades tornam a vida mais fácil.

Aos **colegas da turma de mestrado** Átila, Camila, Fernanda, Giselle, Guilherme, Isabela, Leandro Maruki, Leandro, Luana, Renata, Rodrigo, Thácio por todo o apoio e por todos os momentos que convivemos durante esses dois anos. Com vocês tudo se tornou mais simples.

As **amigas e amigos** do CSA de Jaboticabal, agradeço por toda a torcida e palavras de apoio. Mesmo estando longe, vocês sempre se fizeram presentes.

As **professoras** da Escola Técnica de Saúde Samara Gomes, Fabiana, Marisa Martins e Juliana Faquim por toda a compreensão, pelos ensinamentos, conselhos e por toda a amizade. Vocês foram pessoas que em pouco tempo me conquistaram e contribuíram muito para o meu desenvolvimento como profissional. Tenho vocês como exemplos e tenho orgulho de ter feito parte da equipe de professores do Curso Técnico em Saúde Bucal ao lado de vocês.

Aos **alunos** do Curso Técnico em Saúde Bucal – ESTES/UFU por todas as palavras de incentivo e por todas os momentos que me proporcionaram. Vocês fizeram com que meu desejo em me tornar mestre e continuar na carreira docente aumentasse a cada dia.

Aos **funcionários** Daniela, Advaldo, Wilton, Graça, Brenda, Aline, Dora, Lilian, Adriana, Auxiliadora e Eliete por toda a companhia, disponibilidade e por não medir esforços para sempre poder ajudar.

Ao **Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, pela oportunidade de poder ser aluna desse Programa e por contribuir para minha formação profissional. Pelos queridos professores que estão envolvidos nesse projeto, que fizeram com que eu pudesse realizar o sonho de me tornar mestre e que sem dúvidas me deixarão na memórias grandes experiências e momentos inesquecíveis.

Ao **Centro de Pesquisa de Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular – CPBio**, da Universidade Federal de Uberlândia, pela disponibilização da estrutura e dos equipamentos para execução do presente trabalho.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq**, pelo apoio financeiro e fomento para o desenvolvimento dessa pesquisa.

A **CAPES**, pelo apoio e incentivo a pesquisa e ensino.

***“Não existem sonhos impossíveis para aqueles que realmente acreditam
que o poder realizador reside no interior de cada ser humano”***

Albert Einstein

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	12
RESUMO	13
ABSTRACT	16
1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	19
2. PROPOSIÇÃO	26
3. MATERIAL E MÉTODOS	28
3.1 Delineamento Experimental	29
3.2 Método de Elementos Finitos 3D	30
3.2.1 Geração do modelo tridimensional	30
3.2.2 Exportação, malha, condições de contorno e resultado	33
3.3 Etapas experimentais	36
3.3.1 Seleção dos espécimes	36
3.3.2 Critérios de Exclusão	36
3.3.3 Confecção da matriz	38
3.3.4 Avaliação dos espécimes hígidos - Microscopia Confocal	39
3.3.4.1 Mensuração do parâmetro rugosidade de superfície	41
3.3.4.2 Mensuração do ângulo e altura do degrau vertical	43
3.3.4.3 Mensuração do ângulo e altura do degrau horizontal	43
3.3.5 Inclusão, área de ação e simulação do ligamento periodontal	45
3.3.6 Tratamento dos Espécimes	47
3.3.7 Determinação do Valor de Delta	50
3.3.8 Microtomografia Computadorizada (Micro - CT)	51
3.4 Análise Estatística	52
4. RESULTADOS	53
4.1 Análise do Padrão de Distribuição de Tensões	54
4.2 Microscopia Confocal	55
4.3 Análise Qualitativa - Microscopia Confocal e Micro - CT	58
5. DISCUSSÃO	63
6. CONCLUSÃO	73
REFERÊNCIAS	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

μm - Unidade de comprimento (micrometro)

MPa – Unidade de tensão (MegaPascal)

E – módulo de elasticidade / módulo de Young

ν – coeficiente de Poisson

g - gramas

min - minutos

s - segundos

mm - milímetros

CAD - Computer Aided Design

LCNC - Lesão Cervical Não-Cariosa

JAC - Junção Amelo-cementária

MEF - Método de Elementos Finitos

3D - tridimensional

TB – Tensão e Biocorrosão

TF - Tensão e Fricção

TBF - Tensão, Biocorrossão e Fricção

BF - Biocorrosão e Fricção

CO - Carregamento Oclusal

CV - Carregamento Vestibular

RESUMO

RESUMO

As lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são achados rotineiros na prática clínica odontológica e são descritas como a perda de tecido dentário próximo à junção amelo cementária (JAC). Essas lesões apresentam etiologia multifatorial e tem como principais fatores envolvidos nesse processo tensão, biocorrosão e fricção. As associações desses fatores levam ao enfraquecimento da estrutura dental na região cervical, promovendo o surgimento de LCNCs. O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito das associações de fatores etiológicos (tensão, biocorrosão e fricção) na formação microestrutural de LCNCs, empregando método de elementos finitos (MEF), microscopia confocal a laser e microtomografia computadorizada (micro-CT). Dois modelos tridimensionais (3D), lineares e elásticos de pré-molares inferiores foram gerados para análise do padrão de distribuição de tensões na região cervical, pelo método de elementos finitos (MEF). Dois tipos de cargas de 50N, foram aplicadas obliquamente a cúspide vestibular do modelo. A carga oclusal (CO), foi aplicada na vertente triturante da cúspide vestibular e a carga vestibular (CV), na vertente lisa da mesma cúspide. As cargas foram posicionadas a 45º do longo do eixo do dente, e simularam interferências oclusais nos movimentos excursivos da mandíbula. A restrição do deslocamento foi realizada na base e laterais do modelo e a análise dos resultados conduzida por meio do critério de Tensão Máxima Principal. Para a análise por microscopia confocal, quarenta pré-molares inferiores humanos hígidos foram selecionados e distribuídos aleatoriamente em quatro grupos, de acordo com as seguintes associações de fatores (n=10): tensão-biocorrosão (TB), tensão-fricção (TF), e biocorrosão-fricção (BF) e tensão-biocorrosão-fricção (TBF). Para cada grupo, os desafios foram realizados de forma alternada. A tensão foi simulada por meio de ciclagem mecânica, com os espécimes posicionados em máquina de fadiga cíclica e submetidos a carregamentos oblíquos de 50N, na frequência de 2Hz, na vertente lisa e na vertente triturante da face vestibular, por 6×10^5 ciclos. Os desafios biocorrosivos foram realizados pela aplicação de 2mL de ácido hidroclorídrico por 10s. E os desafios de fricção (abrasão) foram reproduzidos

com escovas elétricas (300g / 20s), com a utilização de pasta Colgate Total 12. A rugosidade da superfície, ângulo e altura dos degraus foram medidos antes e após os tratamentos, utilizando microscópio confocal a laser 3D. Para avaliação da distribuição e homogeneidade dos dados, foram realizados os testes de Shapiro – Wilk e Levene. E posteriormente, aplicados o teste *t*-pareado, análise de variância em fator (ANOVA) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Em seguida, três amostras de cada grupo foram analisadas no micro-CT para as análises qualitativas de perda estrutural. O CV promoveu maior concentração de tensões de tração na região cervical do que o CO. A presença da biocorrosão foi fator importante na alteração de rugosidade e a abrasão resultou em comportamento semelhante entre os grupos. A associação TBF promoveu as maiores alterações nas estruturas dentais. Esmalte e dentina mostraram desempenho distinto de acordo com as diferentes interações. Foi verificada relação entre os resultados gerados pelo MEF e os achados experimentais para os grupos TF, TBF, TB. O grupo TBF foi mais influente na formação microestrutural das LCNCs, para esmalte. Para dentina, a associação de pelo menos dois fatores foi suficiente para gerar degradação significativa de tecido na região cervical. Todos as associações de fatores estudadas mostraram potencial para promover a formação de LCNCs.

Palavras Chave: Biocorrosão. Fadiga Mecânica. Fricção. Lesões Cervicais Não Cariosas. Método de Elementos Finitos. Microscopia Confocal. Pré-molar. Tensão.

ABSTRACT

ABSTRACT

Non carious cervical lesions (NCCLs) are routine findings in clinical practice and are described as the loss of tooth tissue close to the cementum enamel junction. NCCLs have multifactorial etiology with main factors involved are stress, biocorrosion and friction. The different associations of these factors can lead to the weakening of the tooth structure in the cervical region, generating NCCLs. The aim of this study was to evaluate the association of etiologic factors (stress, biocorrosion and friction) on the microstructural formation of NCCLs, using finite element analysis, laser confocal microscopy and computed microtomography (micro-CT). Two three – dimensional (3D), linear and elastic models of mandibular premolars were generated for stress distribution evaluation, using the finite element analysis (FEA). Two oblique loadings (50 N), were applied on the buccal cusp slope of the model. The occlusal loading (CO) was applied on the grinding region of the buccal cusp and the buccal loading (CV) on the smooth region of the same cusp. Both loads were applied at 45° to the tooth long axis, simulating mandibular excursive movements. The displacement restriction was applied on the base and lateral surface of the model and the results were analyzed by the maximum principal criteria. Then, for analysis by confocal microscopy, forty intact human mandibular premolars were selected and allocated randomly into four groups, according to the factor association type (n=10): (TB) stress-biocorrosion, (TF) stress-friction, (BF) biocorrosion-friction, and (TBF) stress-biocorrosion-friction. In each group, the challenges were performed in an alternate way. The stress was simulated by cyclic fatigue loading, with specimens positioned in mechanical fatigue machine and subjected to oblique load (50N), on the smooth region of the buccal cusp for 6×10^5 cycles. The biocorrosive challenge was performed using the application of hydrochloric acid (2mL/10s). The friction (abrasion) was reproduced by using electric/powered toothbrushes (300g/20s), with Colgate Total 12 toothpaste. The roughness surface, angle and height of steps were measured before and after the treatments, using a 3D laser confocal microscope. The data were analyzed using the paired *t*-test, two-way analysis of variance and Tukey's test ($\alpha=0.05$). Then, three specimens of each group

were taken to a micro-CT for the qualitative analyses. The CV loading promoted higher concentration of tensile stress in the cervical region compared to CO. The presence of biocorrosion was an important factor to roughness changes and abrasion promoted similar behavior among the groups. The TBF association promoted the greatest alterations in tooth structures. Enamel and dentin showed distinct performance according to the different interactions. The FEA results presented relationship with the experimental findings for TF,TB, TBF groups. The TBF was the more influent association on the microstructural formation of NCCLs, for enamel. For dentin, the association of at least two factors was sufficient to generate significant tissue degradation. All studied associations of etiological factors showed potential to promote NCCLs formation

Key words: Laser Confocal Microscopy. Non Carious Cervical Lesion. Stress. Biocorrosion. Friction. Premolar. Finite Element Method. Mechanical Fatigue.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

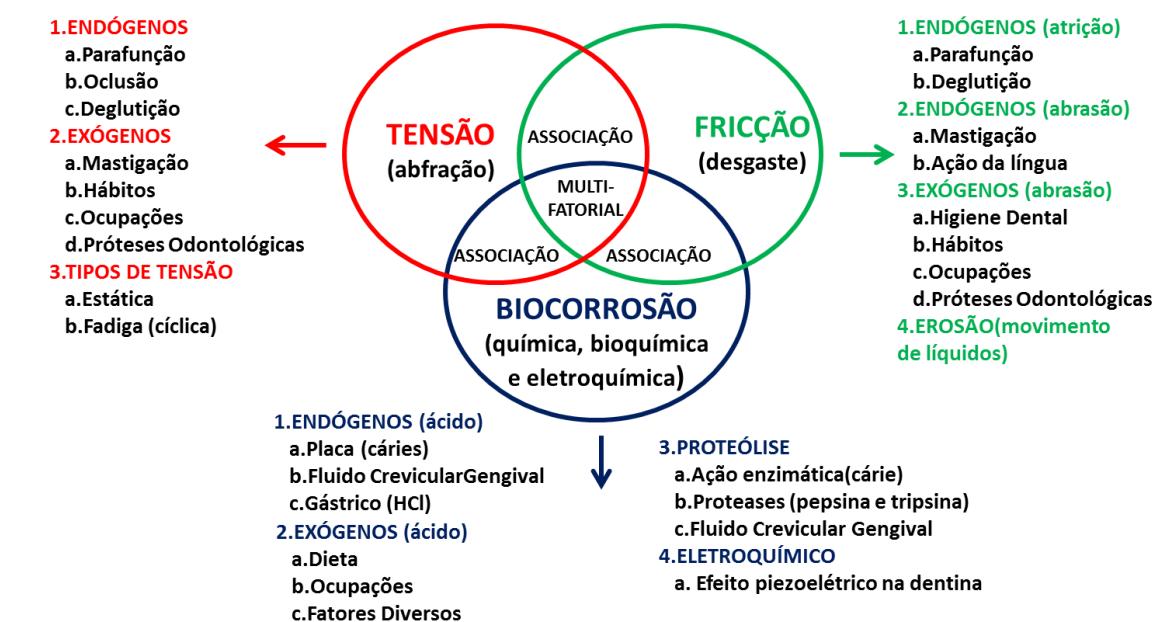
O declínio na prevalência de cárie dental e doença periodontal na população mundial (West & Joiner, 2014), devido as estratégias de promoção de saúde e políticas públicas, tem sido seguido por um significativo aumento na incidência de lesões cervicais não cariosas (LCNCs). Esse fenômeno é um processo patológico caracterizado pela perda lenta e gradual de estrutura dental mineralizada na junção amelo-cementária (JAC), não relacionado a presença de microorganismos (Borcic et al., 2004; Grippo et al., 2012). Essas alterações são achados rotineiros na prática clínica, que acometem até 85 % dos indivíduos (Smith et al., 2008) e tornam-se cada vez mais prevalentes com a idade, independente do gênero (Borcic et al., 2004).

As faces vestibulares de pré-molares são as áreas mais comumente acometidas pelas LCNCs (Borcic et al., 2004; Estafan et al., 2005; Bernhardt et al., 2006; Pikedokken et al., 2011; Brandini et al., 2012a). Isso se deve à desvantagem anatômica desses dentes que possuem furca, na maioria dos casos, mais próxima da região cervical, além de sulcos marcados em raiz e coroa que podem ser pontos de concentração de tensões, bem como constrição cervical da coroa (Soares et al., 2014). Os pré-molares apresentam, ainda, volume menor da coroa, a qual é submetida a esforço mastigatório semelhante a dos dentes mais robustos, como os molares (Brandini et al., 2012a). Além disso, esses dentes podem receber carregamentos laterais em movimentos excursivos e possuem tábua óssea vestibular delgada, que leva a maior flexão do dente no sentido vestibular, levando a deformações amplificadas na região cervical (Brandini et al., 2012a; Senna et al., 2012).

O processo inicial do desenvolvimento das LCNCs ocorre em escala micrométrica, o que dificulta seu diagnóstico clínico e tem potencial relação com a hipersensibilidade dental (também difundida popularmente como sensibilidade dentária) (Litonjua et al., 2003; Smith et al., 2008; Grippo et al., 2013). Esse processo consiste em dor breve e acentuada decorrente do contato do tecido dentinário, previamente exposto pela degradação de esmalte

e ou cimento, submetido a estímulos táteis, térmicos, osmóticos ou químicos (He et al., 2011). Atualmente, a hipersensibilidade dentinária, por ser uma condição desagradável, tem sido o principal motivo da assídua procura pelo profissional de odontologia e muitas vezes caracteriza-se como fator limitante perante a presença de hábitos diários como beber e comer (Rosing et al., 2009).

A etiologia das LCNCs ainda é pouco conclusiva e se apresenta controversa na literatura (Bartlett & Shah, 2006; Wood et al., 2008). O conhecimento científico atual tende a suportar o componente multifatorial na formação dessas lesões (Piotrowski et al., 2001; Rees & Jagger, 2003; Bartlett & Shah, 2006; Smith et al., 2008; Wood et al., 2008; Benazzi et al., 2014). Os três mecanismos distintos que fazem parte deste processo são a tensão, biocorrosão e fricção, que podem agir na estrutura do dente de forma individual ou conjuntamente (Figura 1) (Grippo et al., 2012; Grippo & Oh, 2013).



Adaptado de Grippo et al., 2012

Figura 1. Diagrama de Venn, representando os fatores envolvidos na formação de lesões cervicais não cariosas

Estudos tem mostrado que a região cervical dental é mais suscetível a ação de fatores etiológicos das LCNCs, como a tensão (Lee &

Eakle, 1984; Soares et al., 2003). Isso se deve ao fato, de que essa área apresenta estrutura de esmalte mais fina associada a cimento e dentina pouco resistentes (Walter et al., 2014). Dentre os processos de enfraquecimento da estrutura dental na região cervical, pode-se destacar as concentrações de tensões. Esse fenômeno é resultante de carregamentos oclusais que podem ocorrer em vários locais da estrutura dental durante os contatos interoclusais, como consequência das funções orais, parafuncções, e contatos prematuros, que alteram a distribuição de tensões ao nível da junção amelo-cementária (Rees, 1998; Grippo et al., 2012; Benazzi et al., 2014). Dessa forma, carregamentos oclusais em altas intensidades e aplicados fora do longo eixo do dente, resultam em maiores índices de tensão na região cervical (Rees & Jagger, 2003; Rees, 2006). De acordo com a frequência, sentido e intensidade, essas tensões geradas podem levar a deslocamentos deflexivos e deformações suficientes para promover o rompimento das ligações químicas entre os cristais dos componentes de esmalte e dentina (Lee & Eakle, 1984; Litonjua et al., 2003; Rees & Jagger, 2003). Esse fenômeno causado pela flexão dental (Grippo, 1991; Rees, 2006) e caracterizado pela desorganização dos cristais (Lee & Eakle, 1984; Litonjua et al., 2003; Rees & Jagger, 2003), é denominado de abfracção, que em latim significa fratura à distância (Grippo, 1991). Esse processo pode então levar a microrupturas das estruturas dentais, deixando-as mais permeáveis e susceptíveis a ação de outros fatores etiológicos.

Outro mecanismo envolvido no processo de formação das LCNCs é a biocorrossão. Esse fenômeno se refere a degradação química, eletroquímica e bioquímica da estrutura dental em organismos vivos, devido a ação de ácidos bem como por efeitos proteolíticos e piezoelétricos (Grippo et al., 2012). É causado principalmente pelo frequente e prolongado contato das superfícies dentais com ácidos, que podem ser de origem intrínseca ou extrínseca. Os ácidos de origem intrínseca estão relacionados em sua maior parte com distúrbios alimentares (como bulimia) e doenças gástricas (como gastrite e doença do refluxo gastroesofágico), enquanto que os extrínsecos são oriundos principalmente da dieta, de hábitos ocupacionais e medicamentos (Barron et

al., 2003; Bartlett & Shah, 2006; Featherstone & Lussi, 2006; Jensdottir et al., 2006; Carvalho & Lussi, 2014; West & Joiner, 2014).

Por outro lado, esse processo de perda de esmalte e dentina causado por ação de ácidos é também comumente denominado como erosão dental por outros autores. Entretanto, esse termo muitas vezes é utilizado de maneira errônea, já que por definição, erosão é um mecanismo físico que gera desgaste da estrutura, por meio do processo de fricção causado pela movimentação de fluidos e não um mecanismo químico (Grippo et al., 2012). Devido a esse fato, estudos defendem que a aplicação correta da terminologia, facilita a comunicação científica, evitando maiores discussões e sugerem que a denominação erosão seja substituída por biocorrosão para caracterizar o processo decorrente a ação química dos ácidos (Grippo et al., 2012; Grippo & Oh, 2013).

O terceiro fator envolvido na formação das LCNCs é a fricção. Esse processo inclui um desgaste mecânico, que pode ocorre tanto de maneira endógena quanto exógena (Grippo et al., 2004). Dessa forma, a atrito (mecanismo endógeno) é caracterizada pela perda de tecido dentinário que ocorre com consequência indireta da tensão pelo contato entre as superfícies dentais, podendo ser fisiológica ou não, e pelo contato de instrumentos rígidos e abrasivos diretamente na região cervical (Oginni & Adeleke, 2014). Por outro lado, a abrasão (mecanismo exógeno) é considerada o desgaste atípico da estrutura dental, que comumente resulta de hábitos incorretos de escovação dental, ou grande contato com substâncias abrasivas (Piotrowski et al., 2001; Oginni & Adeleke, 2014).

Na cavidade oral todos esses três mecanismos podem atuam sinergicamente em situações rotineiras. A associação entre tensão e biocorrosão ocorre quando uma carga constante é aplicada na região, como nos casos de bruxismo, parafunções, apertamento ou mastigação e existe a presença de agentes biocorrosivos endógenos ou exógenos na cavidade (Grippo et al., 2012; Grippo et al., 2013). A presença de fadiga cíclica ou estática acelera a atividade química e bioquímica, aumentando a ação de

dissolução do ácido (Palamara et al., 2000; Ommerborn et al., 2007). Nesta situação, a abrasão por escovação pode ainda atuar como cofator adicional (Eisenburger et al., 2003; Grippo & Oh, 2013). Isso poderia ocorrer quando os dentes são escovados imediatamente após o consumo de dieta ácida, ou após refluxo gástrico (Eisenburger et al., 2003). Assim, a biocorrosão ocorre em níveis microestruturais agindo sobre a superfície dental, que é posteriormente abrasionada pela escovação com pasta dental. Além disso, nesse processo, a fricção (abrasão) pode estar associada com a potencialização das tensões ocasionadas por cargas oclusais excessivas, que por esse motivo podem promover aceleração no processo de desgaste dental na área cervical (Litonjua et al., 2004). Dessa forma, a associação desses fatores é capaz de enfraquecer e promover desgaste na superfície cervical do dente (Soares et al., 2014), levando ao processo de formação das LCNCs.

Além disso, a frequência e a intensidade da ação de cada fator etiológico, bem como de suas associações, tornam-se relevantes na determinação da morfologia final (forma) e profundidade das LCNCs (Grippo, 1991; Levitch et al., 1994; Piotrowski et al., 2001). Assim, a geometria das LCNCs em dentes posteriores foram classificadas em três tipos distintos: lesões em forma de cunha, lesões arredondadas em forma de pires e lesões mistas (Hur et al., 2011). As lesões em forma de cunha são caracterizadas pela presença de ângulo interno agudo. Por outro lado, as lesões em forma de pires, apresentam ângulo interno arredondado e as lesões mistas são caracterizadas por possuírem parede gengival plana e parede oclusal semi-circular (Hur et al., 2011).

Devido ao caráter multifatorial das lesões cerviciais não cariosas, o conhecimento e o entendimento do mecanismo de ação dos fatores etiológicos envolvidos no processo formação dessas alterações, torna-se essencial, para que o correto manejo e tratamento seja realizado na prática clínica. Somente a restauração da lesão, ou seja, a substituição de tecido perdido por material restaurador, não é suficiente para o sucesso na reabilitação das LCNCs (Kim et al., 2009; Michael et al., 2009). Por esse motivo, todos os fatores envolvidos

devem ser levados em consideração pelos clínicos, no momento da anamnese e escolha do tipo de tratamento, para que o cirurgião-dentista possa ter mais sucesso na prevenção e no controle dessas lesões.

Neste contexto, apesar da existência de grande número de estudos a respeito da formação e progressão das LCNCs, analisando os fatores causais individualmente, muitas questões ainda persistem com relação ao efeito da associação desses fatores. Por esse motivo, é necessário indagar qual o papel de cada associação de fatores etiológicos no estágio inicial da formação de lesões cervicais não cariosas. A hipótese nula deste estudo foi que diferentes tipos de associações entre os fatores etiológicos não promoveriam efeitos distintos nas estruturas dentais na região cervical.

PROPOSIÇÃO

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi analisar o efeito do tipo de carregamento e o local de concentração de tensões por meio do método de elementos finitos e em seguida avaliar o efeito das associações de fatores etiológicos (tensão, biocorrosão e fricção) na formação microestrutural de lesões cervicais não cariosas, por meio de microscopia confocal a laser 3D e microtomografia computadorizada.

MATERIAS E MÉTODOS

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Delineamento Experimental

Esse estudo foi conduzido em duas fases distintas. A primeira etapa consistiu da simulação computacional por meio do método de elementos finitos, com as seguintes características:

- ✓ Unidade experimental: modelos de elementos finitos de pré-molares inferiores hígidos
- ✓ Fator em estudo: tipo de carregamento
 - Carregamento Oclusal (CO)
 - Carregamento Vestibular (CV)
- ✓ Variável Resposta: análise da distribuição de tensões, pelo critério de tensão máxima principal
- ✓ Método de Análise: simulação computacional por elementos finitos

A segunda etapa desse estudo envolveu os seguintes aspectos:

- ✓ Unidade experimental: dentes pré-molares inferiores hígidos
- ✓ Fatores em estudo:
 - Tipo de associação de fatores etiológicos:
 - Tensão – Biocorrosão (TB)
 - Tensão-Fricção (TF)
 - Biocorrosão-Fricção (BF)
 - Tensão-Biocorrosão-Fricção (TBF)
 - Tipo de superfície:
 - Esmalte

- Junção Amelo-Cementária
- Dentina
- Área Total

Ambos avaliados antes e após os tratamentos.

- ✓ Variáveis Resposta: rugosidade de superfície, ângulo do degrau vertical, ângulo do degrau horizontal, altura do degrau vertical, altura do degrau horizontal e avaliação qualitativa morfológica das alterações
- ✓ Método de Análise: Microscopia Confocal a Laser e Microtomografia Computadorizada

3.2 Método de Elementos Finitos Tridimensional

Análise linear e elástica tridimensional (3D) foi realizada utilizando geometria baseada nas representações anatômicas de arquivo stereolitográfico (*.STL) de um pré-molar inferior hígido, gerado a partir do escaneamento de sua superfície externa, pertencente ao acervo do grupo Pesquisa de Lesão Cervical Não Cariosa e Hipersensibilidade Dentinária-FOUFU. Essa etapa da simulação computacional por meio do método de elementos finitos foi realizada com objetivo de promover validação do tipo de carregamento, assim como, para servir como base para definição da área de análise a serem empregados na fase laboratorial.

3.2.1 Geração do modelo tridimensional .

Os arquivos obtidos no formato *.STL, representativos das estruturas dentais esmalte, dentina e polpa foram exportados para software de modelagem CAD (Computer Assisted Desing; Rhino3D 4.0, Rhinoceros, USA) para geração de modelo tridimensional. Todas as estruturas seguiram medidas pré-estabelecidas do elemento dentário digitalizado e de dados obtidos na literatura.

Para modelagem as principais regiões dentais foram inicialmente traçadas. Dessa forma, foram criadas curvas da área oclusal (sulcos, cúspides, cristas marginais), do equador protético e da área cervical de esmalte e dentina, bem como o traçado da superfície externa da polpa (Figura 2). Em seguida, também foram traçadas no modelo as estruturas representativas do processo de inclusão (região do ligamento periodontal – a ser preenchido por material a base de poliéster e cilindro de resina de poliestireno), que seriam reproduzidos na fase experimental (Figura 2).

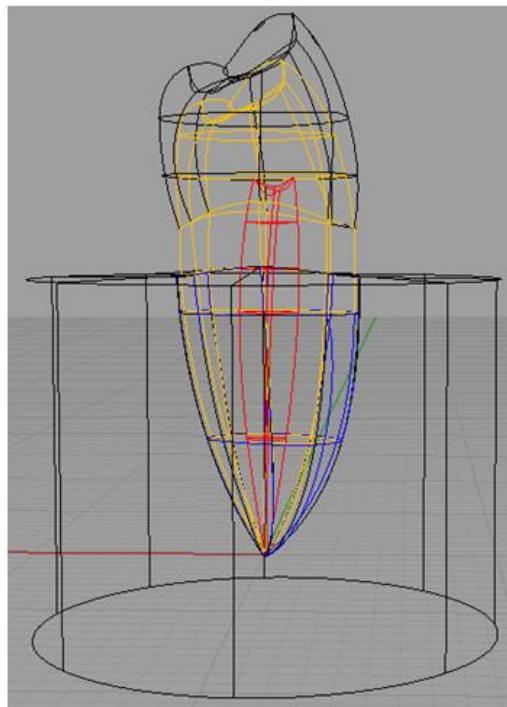


Figura 2. Definição das curvas das estruturas dentais e das regiões do cilindro e do ligamento periodontal.

Após a definição de todas as curvas, e com o objetivo de facilitar a geração do modelo, foram geradas as superfícies de cada região, denominadas NURBS (*Non Uniform Rational Basis Spline*), próprias para modelagem de geometrias complexas e bio-modelagens. Dessa forma, foram selecionados alguns pontos de regiões estratégicas que serviram de referência para geração de curvas interconectadas em seus pontos de origem e extremidades. A partir destas curvas e considerando as referências dos

principais marcos anatômicos, as superfícies dos modelos foram criadas (Figura 3).

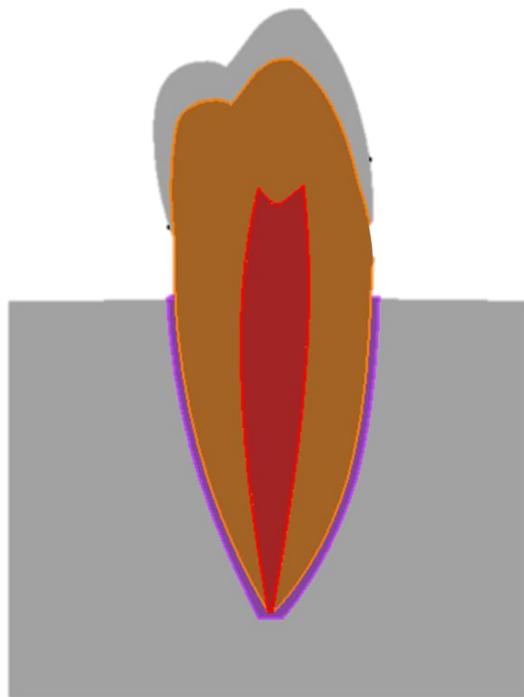


Figura 3. Definição das superfícies no modelo.

Posteriormente, foram gerados os volumes dos sólidos de todas as estruturas do órgão dentário, por meio da união de superfícies internas de uma estrutura às superfícies externas de outra estrutura (Figura 4).

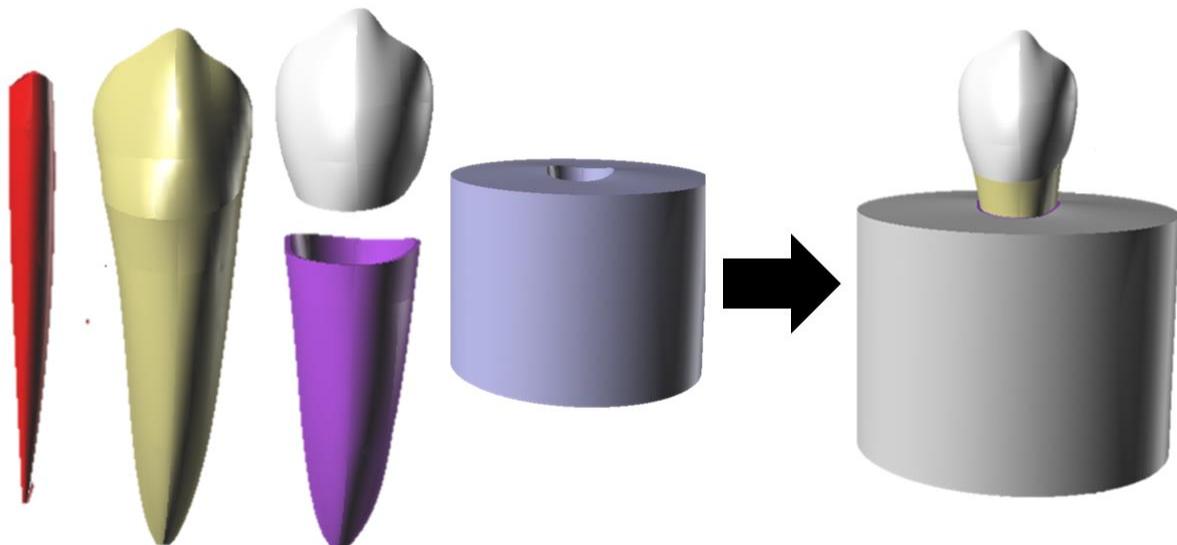


Figura 4. Volumes da polpa, dentina, esmalte, ligamento periodontal e cilindro de poliestireno gerados e representação do modelo finalizado.

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

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

Para esta análise inicial, todas as estruturas dentárias e materiais foram considerados homogêneos e com propriedades lineares e elásticas. Esmalte e dentina foram considerados estruturas ortotrópicas, enquanto as demais foram consideradas isotrópicas (Tabelas 1 e 2). O volume correspondente a cada estrutura dentária foi malhado com elementos controlados e conectados, resultando em malha refinada, homogênea e congruente. Este processo envolveu a divisão do sistema a ser estudado em um conjunto de elementos distintos unidos por nós. Elementos sólidos quadráticos tetraédricos de 10 nós foram utilizados. Devido à interação entre as estruturas dentárias, bem como com os demais materiais, os contatos entre todas as estruturas foram definidos como perfeitamente unidos, sendo assim, os elementos da malha de estruturas adjacentes respeitavam esta conectividade (Figura 5).

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



Figura 5. Malha finalizada de todos os sólidos criados no modelo, com elementos tetraédricos de 10 nós.

Tabela 1. Propriedades mecânicas ortotrópicas utilizadas para a confecção dos modelos de elementos finitos

ESTRUTURAS	LONGITUDINAL	TRANSVERSAL	Z
Módulo de Elasticidade (MPa)			
Esmalte	73720	63270	63270
Dentina	17070	5610	5610
Coeficiente de Cisalhamento (MPa)			
Esmalte	20890	24070	20890
Dentina	1700	6000	1700
Coeficiente de Poisson			
Esmalte	0,23	0,45	0,23
Dentina	0,30	0,33	0,30

*Dados obtidos a partir de estudo prévio por Miura et al., 2009.

Tabela 2. Propriedades mecânicas isotrópicas utilizadas para a confecção dos modelos de elementos finitos

Material/ Estrutura	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Referências
Polpa	2,0	0,45	Toparli, 2003
Poliéter	68,9	0,45	Soares et al., 2008
Resina de Poliestireno	13700	0,30	Soares et al., 2008
Resina Composta	22000	0,27	Shinya et al., 2008

Ainda no software Ansys, foram definidas as condições de contorno. Essa fase consistiu no desenvolvimento de interações de restrição do grau de liberdade do elemento rígido e aplicação de força. Os modelos foram então submetidos a dois tipos de carregamento aplicados em superfície previamente definida no software CAD, simulando interferências oclusais, com resultante de 50 N a 45º em relação ao longo eixo do dente, durante os movimentos excursivos da mandíbula. O carregamento oclusal (CO) foi aplicado na vertente triturante da cúspide vestibular, simulando contato no movimento de balanceio de vertente triturante da cúspide funcional com vertente triturante da cúspide não funcional (Figura 6A). Por outro lado, o carregamento vestibular (CV) foi aplicado na vertente lisa da cúspide vestibular, simulando contato no movimento de trabalho de vertente triturante da cúspide não funcional com vertente lisa da cúspide funcional (Figura 6B). A fixação dos modelos foi realizada nas superfícies da base e laterais do cilindro, de modo a impedir o deslocamento (Figura 6C).

Para análise da distribuição de tensões, foi utilizado o critério de Tensão Máxima Principal - MPa (Figura 6D). Essa metodologia propiciou a análise da distribuição de tensões na região cervical, bem como a determinação da área de ação a ser delimitada nos ensaios laboratoriais.

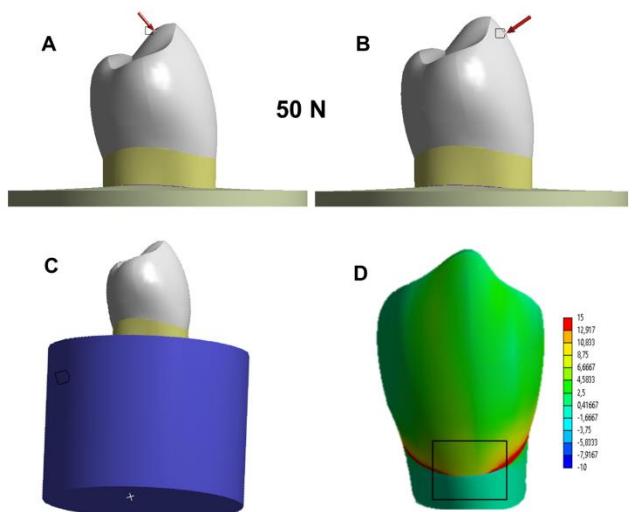


Figura 6. Condições de contorno: A. Carregamento oclusal; B. Carregamento vestibular; C. Restrição de deslocamento representado na área em azul; D. Análise pelo critério de Tensão Máxima Principal, enfatizando a área de ação.

3.3 Etapas experimentais

3.3.1 Seleção dos espécimes

Oitenta pré-molares inferiores humanos, foram coletados para o teste laboratorial. Os dentes foram extraídos na Clínica de Cirurgia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia com indicação de exodontia por problemas periodontais ou indicação ortodôntica. A coleta foi executada com prévio consentimento dos pacientes, por meio de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa desta mesma instituição (CEP #571.264). Os dentes foram visualizados em lupa estereoscópica, com aumento de 40X (Leica, Hanau, Alemanha) e os que estavam hígidos, livres de trincas ou desgastes e cárie, foram armazenados em solução de água destilada, até o início do experimento.

3.3.2 Critérios de Exclusão

Após a coleta, os dentes foram limpos cuidadosamente com curetas periodontais (Hu-Friedy, Chicago, EUA) e a limpeza final foi realizada por meio do uso de cuba ultrassônica. Em seguida, as medidas coronárias dos dentes foram mensuradas com paquímetro digital (Mitutoyo, Japão) tanto no sentido vestíbulo-lingual como no sentido mesio-distal. Todos os dados foram tabulados e a média das mensurações para cada sentido foi gerada. Dessa forma, os pré-molares que apresentavam dimensões que desviaram 5% da média foram excluídos do estudo.

Os dentes selecionados foram então posicionados em microscópio confocal a laser (LEXT 4000, Olympus, Japão), para que o padrão superficial das estruturas da região cervical (esmalte, JAC e dentina) pudessem ser analisados (Figura 7). Essa etapa foi realizada com o objetivo de descartar do estudo espécimes que apresentassem alterações significativas, que pudessem interferir nos resultados do trabalho.

Assim, após exclusão dos dentes, de acordo com os critérios descritos, foram selecionados 40 pré-molares inferiores para serem utilizados no estudo.

Após essa avaliação, foram excluídos os dentes que apresentaram uma quantidade excessiva de trincas em esmalte, presença de trincas no sentido horizontal, assim como presença de regiões que caracterizassem degradação dos tecidos ou perda de estrutura dental. A Figura 8 representa imagens da região cervical vestibular e proximal geradas pelo microscópio confocal que representam o padrão de exclusão dos dentes nesse estudo.



Figura 7. Dente posicionado em microscópio confocal para avaliação da superfície cervical.

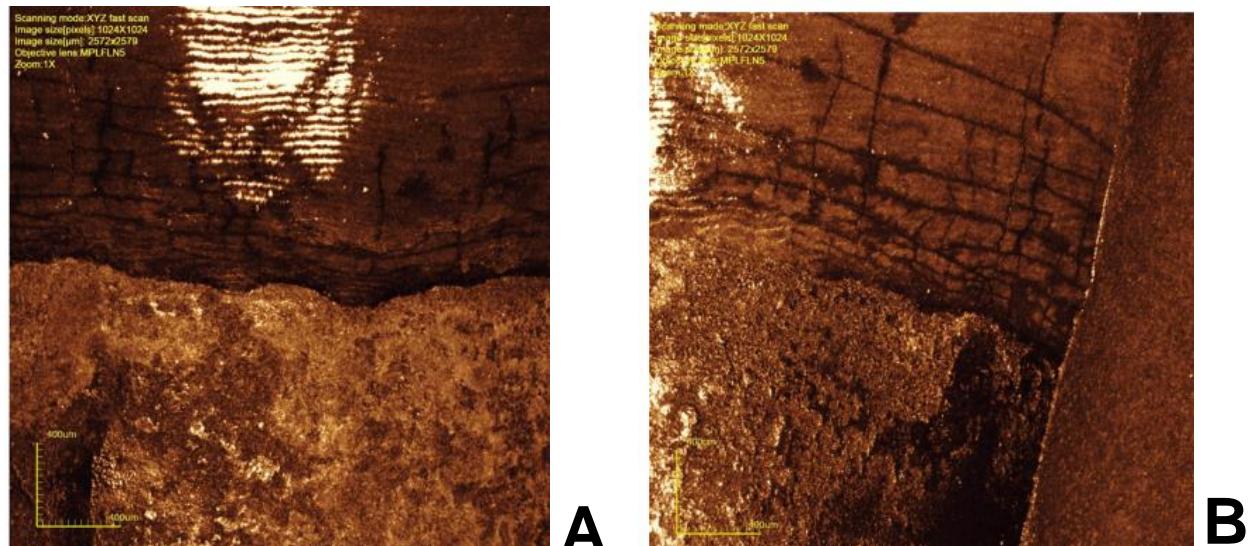


Figura 8. Imagem de microscopia confocal representando as características de dente excluído deste estudo. A. Vista vestibular; B. Vista Proximal. Nessa imagem, destaca-se a quantidade excessiva de trincas nos sentidos vertical e horizontal, assim como presença de desgastes na estrutura dental na região da dentina.

Dessa forma, foram incluídos no estudo os dentes que não apresentassem alterações significativas na estrutura dental, entretanto, podendo ser aceita a presença moderada de trincas (Figura 9), devido a friabilidade do esmalte dental. Essa característica do esmalte, faz com que a maioria dos dentes em função na cavidade bucal possuem trincas em sua superfície, o que justifica a inclusão nesse estudo.

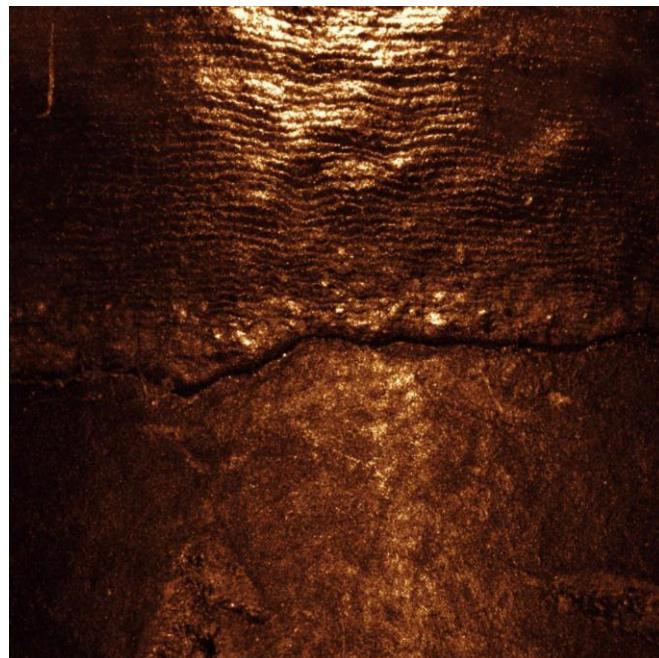


Figura 9. Imagem de microscopia confocal representando características de dente incluído neste estudo.

3.3.3 Confecção da matriz

Com o objetivo de padronizar a posição dos espécimes no microscópio confocal para as avaliações da superfícies durante as etapas do estudo, foram confeccionadas matrizes individuais de silicone por adição a base de polivinil-siloxano (HydroXtreme, Vigodent Coltene, Rio de Janeiro, Brasil) . Dessa forma, a base e o catalisador do material foram manipulados por 45 segundos, sem a utilização de luvas, até que se obtivesse mistura homogênea. Após manipulação do silicone, os espécimes foram pressionados sobre o material de moldagem, de forma que toda a superfície lingual fosse envolvida e que a superfície vestibular (área de análise) fosse mantida livre.

Foram aguardados 4 minutos até que a presa do material fosse obtida. O espécime foi deslocado da matriz e o posicionamento do mesmo foi conferido. A matriz de cada espécime foi então identificada e armazenada em local seco, com proteção da luz, durante todo o experimento (Figura 10). A função dessa matriz foi acomodar o espécime na mesma posição para mensuração dos parâmetros de rugosidade de superfície, ângulo e altura do degrau vertical e ângulo e altura do degrau horizontal por meio de microscopia confocal, entre os estágios experimentais a serem descritos a seguir.

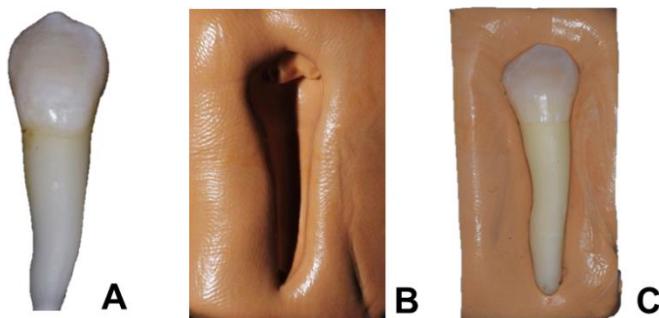


Figura 10. Geração da matriz: A. Espécime hígida; Matriz de silicone obtida após moldagem da superfície lingual do espécime, com silicone por adição; B. Espécime posicionado na matriz, com a superfície vestibular livre.

3.3.4 Avaliação dos espécimes hígidos - Microscopia Confocal

Previamente aos tratamentos, os espécimes hígidos foram posicionados na matriz de silicone e levadas ao microscópio confocal (LEXT 4000, Olympus, Japão), do Laboratório de Dentística da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto (FORP - USP). Nesse equipamento foram avaliados os seguintes parâmetros:

- ✓ rugosidade da superfície – S_a (μm);
- ✓ ângulo do degrau vertical ($^{\circ}$);
- ✓ ângulo do degrau horizontal ($^{\circ}$);
- ✓ altura do degrau vertical (μm);
- ✓ altura do degrau horizontal (μm)

Para esse procedimento, uma área ($2,572 \times 2,579 \text{ mm}^2$) da região cervical de cada espécime foi selecionada, e avaliada com a objetiva do tipo

MPLFLN5 de aumento de 5x e zoom digital de 1x , envolvendo as regiões de esmalte, JAC e dentina (Figura 11).



Figura 11. Imagem representativa da área selecionada para as análises.

Com o objetivo de padronizar a área a ser avaliada antes e após os tratamentos, além da acomodação do espécime na matriz de silicone, foram definidas quais seriam as posições das linhas de grade sobre o espécime no software de análise do microscópio confocal (LEXT 4000, Olympus, Japão). Dessa forma, a linha de grade horizontal (vermelha) foi colocada sobre a JAC, dividindo a superfície em regiões superior e inferior a esta linha; e a linha de grade vertical (verde) foi posicionada na região central da superfície, dividindo-a em lados esquerdo e direito (Figura 12).

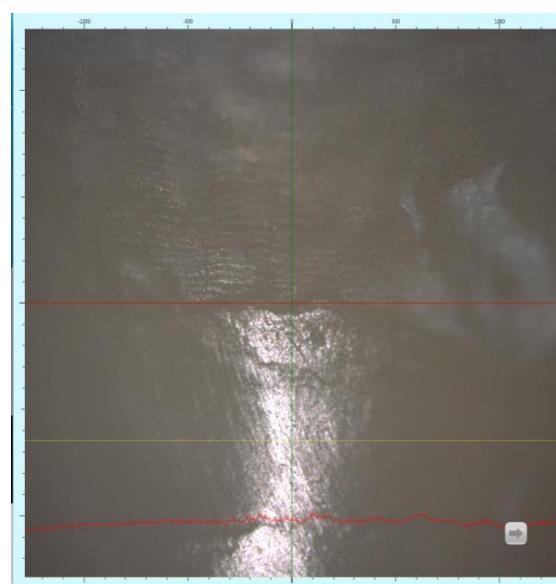


Figura 12. Imagem representativa do posicionamento das linhas de grade horizontal e vertical no software de análise do microscópio confocal.

Em seguida, após a determinação da região de interesse e do posicionamento das linhas de grade, as amostras foram escaneadas pelo laser acoplado ao microscópio confocal com as configurações descritas anteriormente. Após a fase de escaneamento e antes da mensuração dos parâmetros, os ruídos presentes nas imagens foram corrigidos por meio da utilização de filtro de Gaussiano, obtendo-se a imagem final a ser analisada (Figura 13).

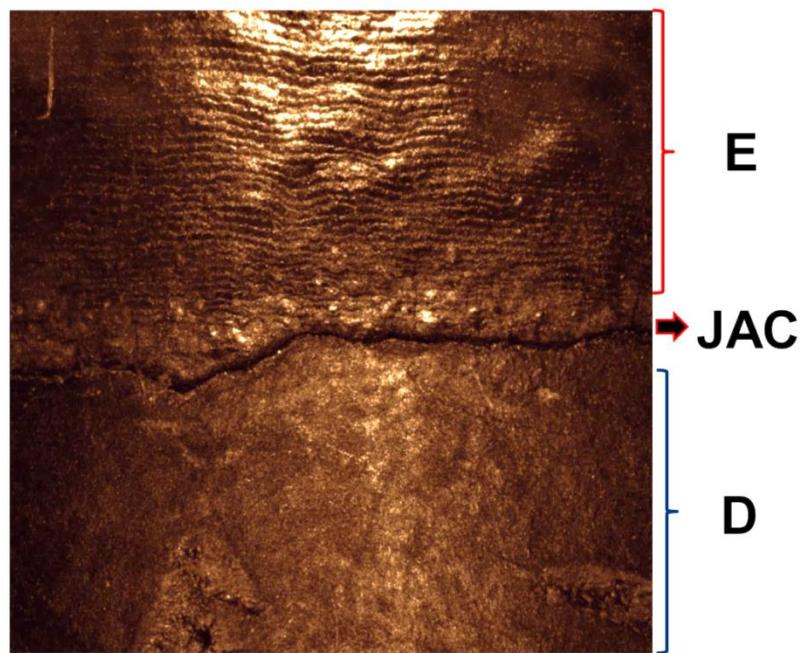


Figura 13. Imagem da área de interesse gerada pelo microscópio confocal, representando esmalte (E), juncão amelo-cementária (JAC) e dentina (D).

3.3.4.1 Mensuração do parâmetro rugosidade de superfície

Após a seleção da área de interesse e escaneamento da amostra, o primeiro parâmetro a ser determinado foi a rugosidade de superfície (Sa). Para esse cálculo, toda a área selecionada foi divida em três terços de mesma dimensão (aproximadamente 0,83 mm de altura), delimitando dessa forma, as superfícies de esmalte (Figura 14A), JAC (Figura 14B), e dentina (Figura 14C). Após a determinação da rugosidade para cada região, uma nova mensuração foi realizada, entretanto, envolvendo nesse momento toda a área de interesse, obtendo-se dessa forma a rugosidade de superfície total da amostra (Figura 14D).

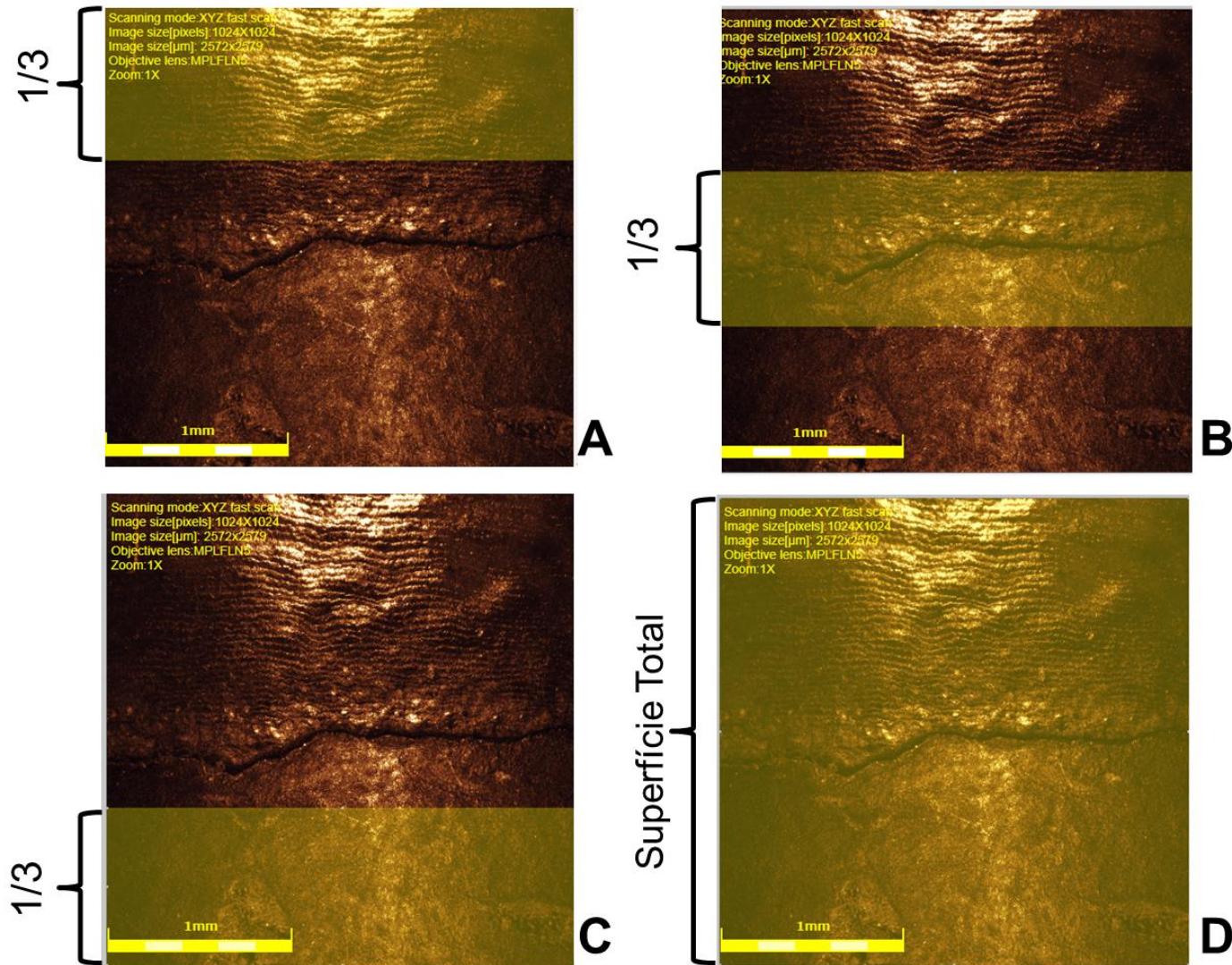


Figura 14. Determinação do parâmetro rugosidade de superfície, com divisão da área de interesse em três terços de mesma dimensão. A. Esmalte; B. JAC. C. Dentina e D. Superfície Total

3.3.4.2 Mensuração dos parâmetros ângulo e altura do degrau vertical

O segundo parâmetro determinado foi o degrau vertical presente nas estruturas. Para essa análise foram realizadas dez mensurações no sentido vertical (ocluso – apical) de cada região, com o objetivo de que toda a superfície fosse compreendida (Figura 15A). Assim, foi possível realizar a análise do perfil convergência do esmalte e do perfil de emergência da dentina radicular, de modo a determinar a altura do degrau formado entre a área protegida e exposta, após os tratamentos, tanto em esmalte como em dentina. Além da altura foram avaliados os graus de convergência do esmalte e divergência da dentina, visando determinar a deformação das estruturas após os tratamentos (Figura 15B). A média entre os dez valores de cada amostra foi então determinada para o ângulo e a altura do degrau.

3.3.4.3 Mensuração dos parâmetros ângulo e altura do degrau horizontal

O terceiro parâmetro determinado foi o degrau horizontal presente nas estruturas. Para essa análise foram realizadas dez mensurações no sentido horizontal (mesio – distal) de cada região, com o objetivo de que toda a superfície fosse compreendida (Figura 16A). Assim, foi possível realizar a análise do perfil convergência do esmalte e do perfil de emergência da dentina radicular, de modo a determinar a altura do degrau horizontal formado entre a área protegida e exposta, após os tratamentos, tanto em esmalte como em dentina. Além da altura foram avaliados os graus de convergência do esmalte e divergência da dentina, visando determinar a deformação das estruturas após os tratamentos, no sentido horizontal (Figura 16B). Por fim, a média entre os dez valores de cada amostra foi então determinada para o ângulo e a altura do degrau.

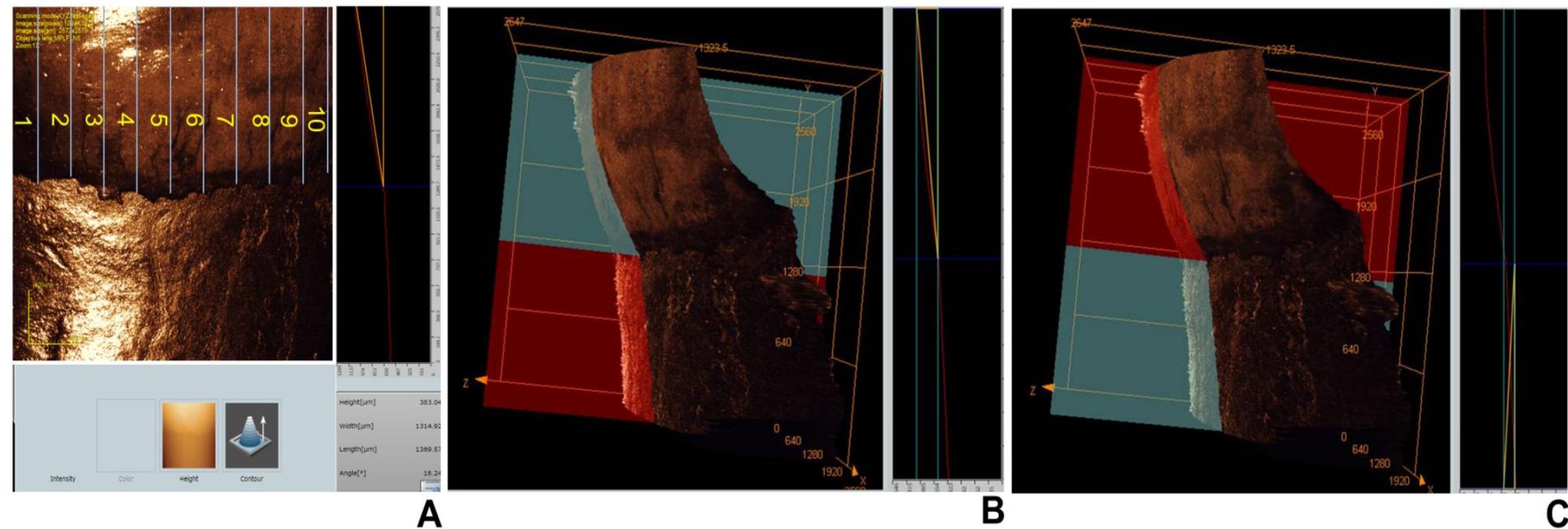


Figura 15. Figura representativa da mensuração do degrau vertical (ocluso – apical): A. Determinação das dez linhas verticais no software de análise em esmalte; B. Esquema representativo (3D) da região envolvida para avaliação do ângulo e altura do degrau vertical em esmalte (área em azul). C. Esquema representativo (3D) da região envolvida para avaliação do ângulo e altura do degrau vertical em dentina (área em azul).

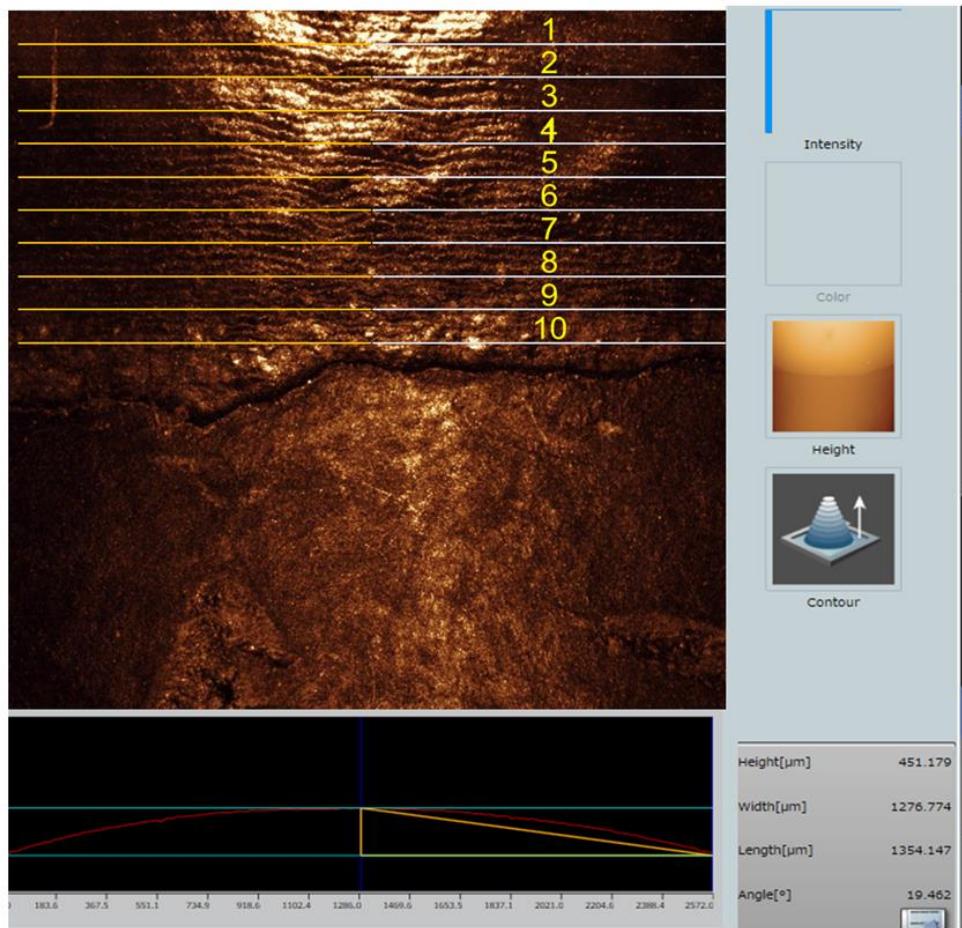


Figura 16. Figura representativa da mensuração do degrau horizontal, enfatizando a determinação das dez linhas horizontais, para obtenção do ângulo e altura do degrau.

3.3.5 Inclusão dos espécimes, delimitação da área de ação e simulação do ligamento periodontal

Após as mensurações iniciais e para reproduzir o movimento do dente dentro do alvéolo, todos os espécimes foram embutidas em resina de poliestireno (Cristal, Piracicaba, SP, Brasil) a 2 milímetros da junção amelocementária. Neste processo, a amostra (Figura 17A) foi marcado com caneta para retroprojetor distanciando-se 2,0 mm apicalmente da junção amelocementária e a porção radicular foi recoberta com cera rosa nº7 (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) (Figura 17B). O espécime 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 (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e filme radiográfico nº 1, com perfuração central de 10 mm, obtida com vazador para couro nº 10. O dente foi fixado à película com cera pegajosa (Asfer, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil) . Esse conjunto foi removido do delineador e posicionado de forma invertida, com a raiz voltada para cima, em placa com perfurações circulares de 15 mm de diâmetro.

Um cilindro de PVC (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) 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. Decorrido o tempo de 2 horas, o conjunto foi retirado da placa de suporte e os espécimes removidos dos alvéolos artificiais e limpos com água para remoção da cera (Figura 17C). Em seguida, a área de ação dos tratamentos foi delimitada, de acordo com os resultados obtidos na análise por elementos finitos. Assim, a área de 2 mm acima e 2 mm abaixo da JAC foi determinada, com a utilização de paquímetro digital (Mitutoyo, Tokyo, Japão) (Figura 17D). A delimitação da área foi realizada com resina composta (Filtek XT, Z350,3M ESPE, Minnesota, St Paul, USA). A fim de evitar qualquer interferência do processo de hibridização na superfície dental a ser avaliada, a resina composta foi colocada em posição, sem condicionamento ácido prévio ou aplicação de sistema adesivo, sendo somente inserida e polimerizada por 40 s em cada região com unidade LED de alta potência (RadiiCal, SDI, Victoria, Austrália). Após a delimitação da área de ação, o material a base de poliéster (Impregum S, 3M ESPE, St. Paul, Minn) foi inserido ao redor da raiz (Soares et al., 2005) e o espécime foi reintroduzido sob pressão digital, até que a marcação de 2,0 mm do limite da junção amelocementária coincidisse com a superfície do cilindro de resina de poliestireno (Figura 17E).

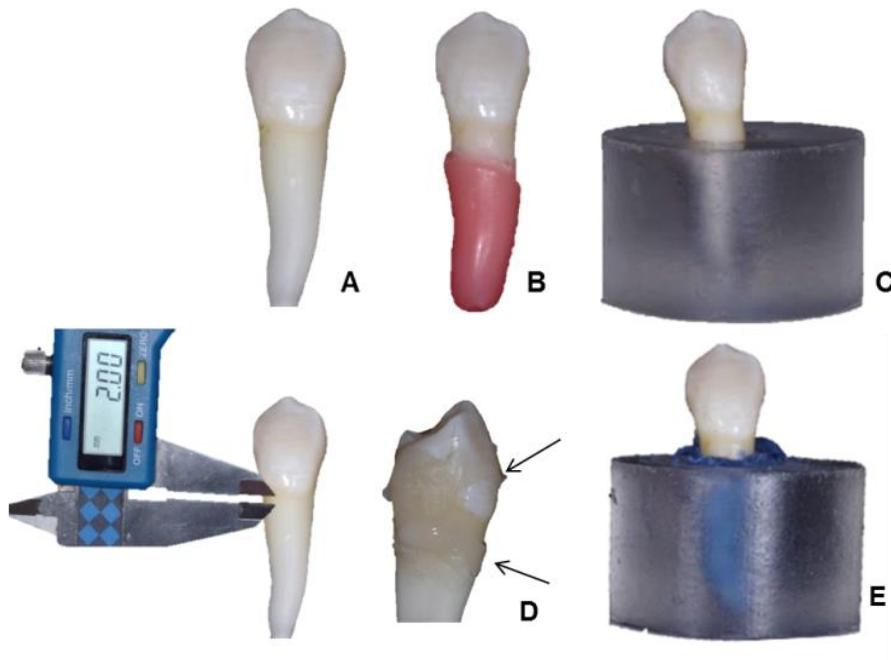


Figura 17. Processo de inclusão e simulação do ligamento periodontal. A. Seleção de 40 pré-molares hígidos; B. Alívio em cera para obtenção de espaço para simulação do ligamento periodontal; C. Simulação do alvéolo com resina de poliestireno; D. Delimitação da área de ação (setas); E. Simulação do Ligamento Periodontal com Poliéster (Soares et al., 2005).

3.3.6 Tratamento dos Espécimes

Os espécimes foram então divididos aleatoriamente em quatro grupos experimentais ($n = 10$), de acordo com as seguintes associações:

- ✓ TB – tensão - biocorrosão;
- ✓ TF – tensão - fricção;
- ✓ BF – biocorrosão - fricção;
- ✓ TBF – tensão - biocorrossão – fricção.

3.3.6.1. Simulação do Fator Tensão

Para a simulação do fator tensão, os espécimes foram posicionados em dispositivo acoplado a uma máquina de fadiga mecânica (ER-11000-Plus, Erios, São Paulo-SP, Brasil) e mantidos imersos em saliva artificial (Derceli JR, 2014) por todo o processo de ciclagem. Cada amostra recebeu carregamento de 50 N, aplicado a 45 graus na vertente lisa da cúspide vestibular (conforme simulado pelo MEF), utilizando ponta aplicadora arredondada. O teste foi executado com frequência de 2 Hz, por um total de 6×10^5 ciclos (Figura 18).



Figura 18. Simulação do fator tensão: A. Posicionamento das amostras em máquina de ciclagem mecânica; B. Imagem ampliada de uma amostra submetida ao carregamento oblíquo.

3.3.6.2. Simulação do Fator Biocorrosão

Cada desafio biocorrosivo consistiu na aplicação gradual de 2 mL, através de gotas, de solução de ácido ácido hidroclorídrico (pH = 2,0; 0,1 M, concentração de 0,3%), com pipeta graduada plástica, na área de ação da região cervical por um período de 10 segundos. Após a aplicação do ácido, os espécimes foram lavados durante 10 segundos, em água corrente (Figura 19).

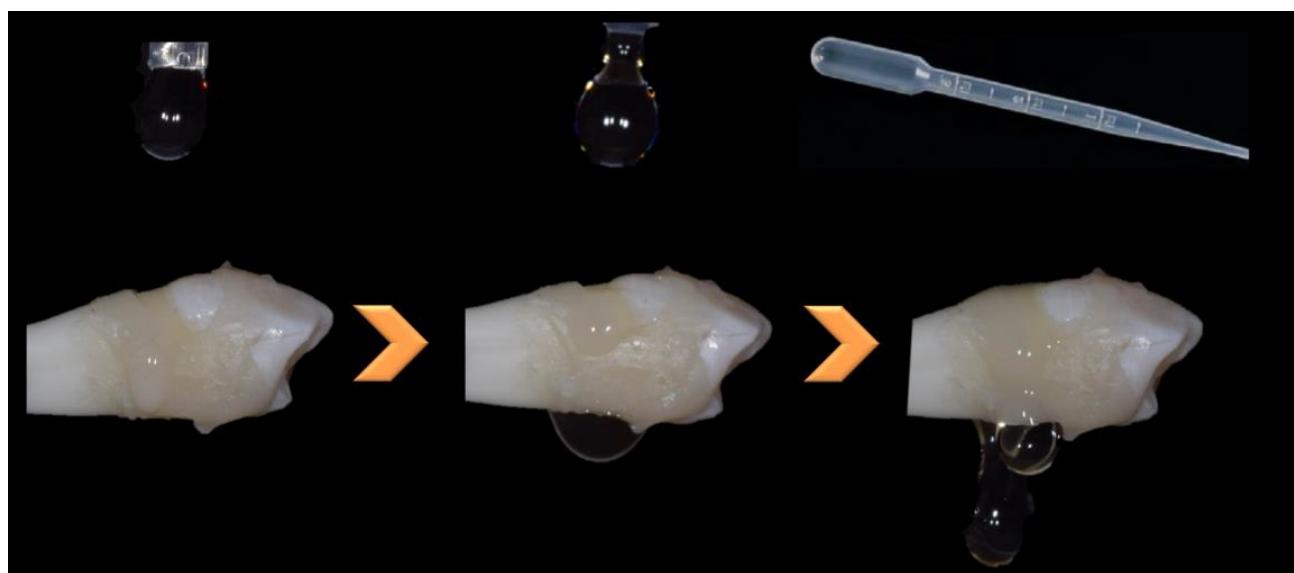


Figura 19. Figura representativa do desafio biocorrosivo, realizado pela aplicação de gotas do ácido, com pipeta plástica graduada, durante 10 segundos.

3.3.6.3. Simulação do Fator Fricção (Abrasão)

Por fim, os desafios de fricção (abrasão) foram realizados em dispositivo de escovação, desenvolvido pelo grupo de Lesão Cervical Não Cariosa e Hipersensibilidade Dentinária – FOUFU (Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Minas Gerais, Brasil). Esse processo foi realizado através do posicionamento do espécime na matriz de silicone previamente criada e levado ao dispositivo de escovação. Em seguida com a utilização de escova dental elétrica (Oral-B® Pro-Saúde, Oral-B, Brasil), associada a mistura de água destilada e dentífrico (Colgate Total 12 Clear Mint, Palmolive, Brasil), força de 300 g foi aplicada na cabeça da escova e a mesma foi ativada por um período de 20 segundos (Figura 20). Após esse tempo, os espécimes foram lavados durante 20 segundos em água corrente, finalizando o desafio.

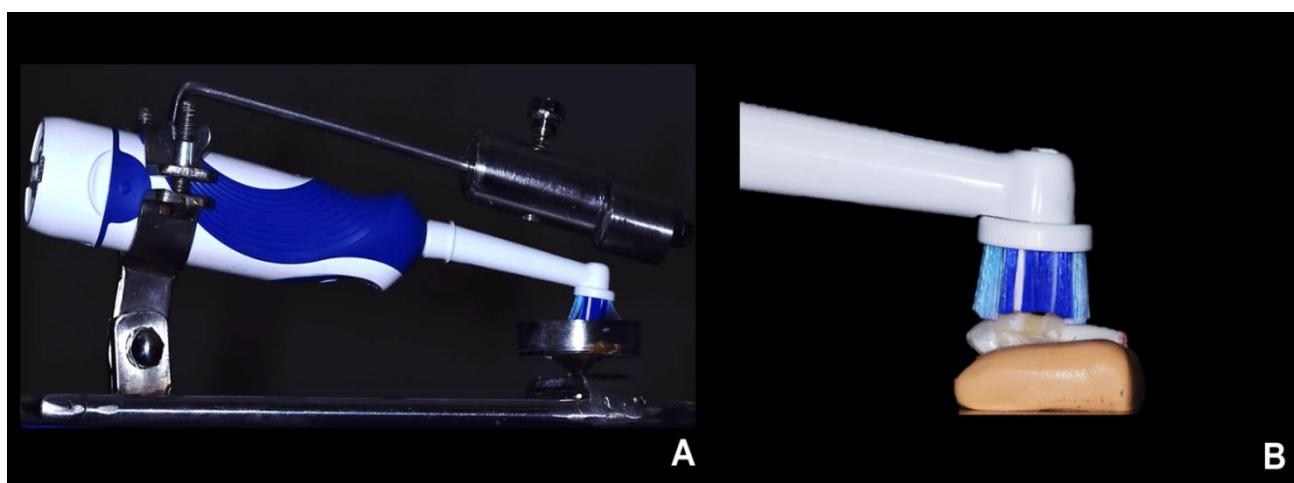


Figura 20. Figura representativa do desafio abrasivo: A. Espécime posicionado em dispositivo de escovação (FOUFU – Uberlândia); B. Imagem ampliada do espécime posicionado na matriz de silicone, sob o desafio abrasivo.

Dessa forma, os espécimes foram alocados nos seus respectivos grupos e os tratamentos foram realizados de maneira alternada a cada 30 minutos (Figura 21). Os ciclos foram realizados cinco vezes ao dia e a saliva artificial, trocada duas vezes ao dia.

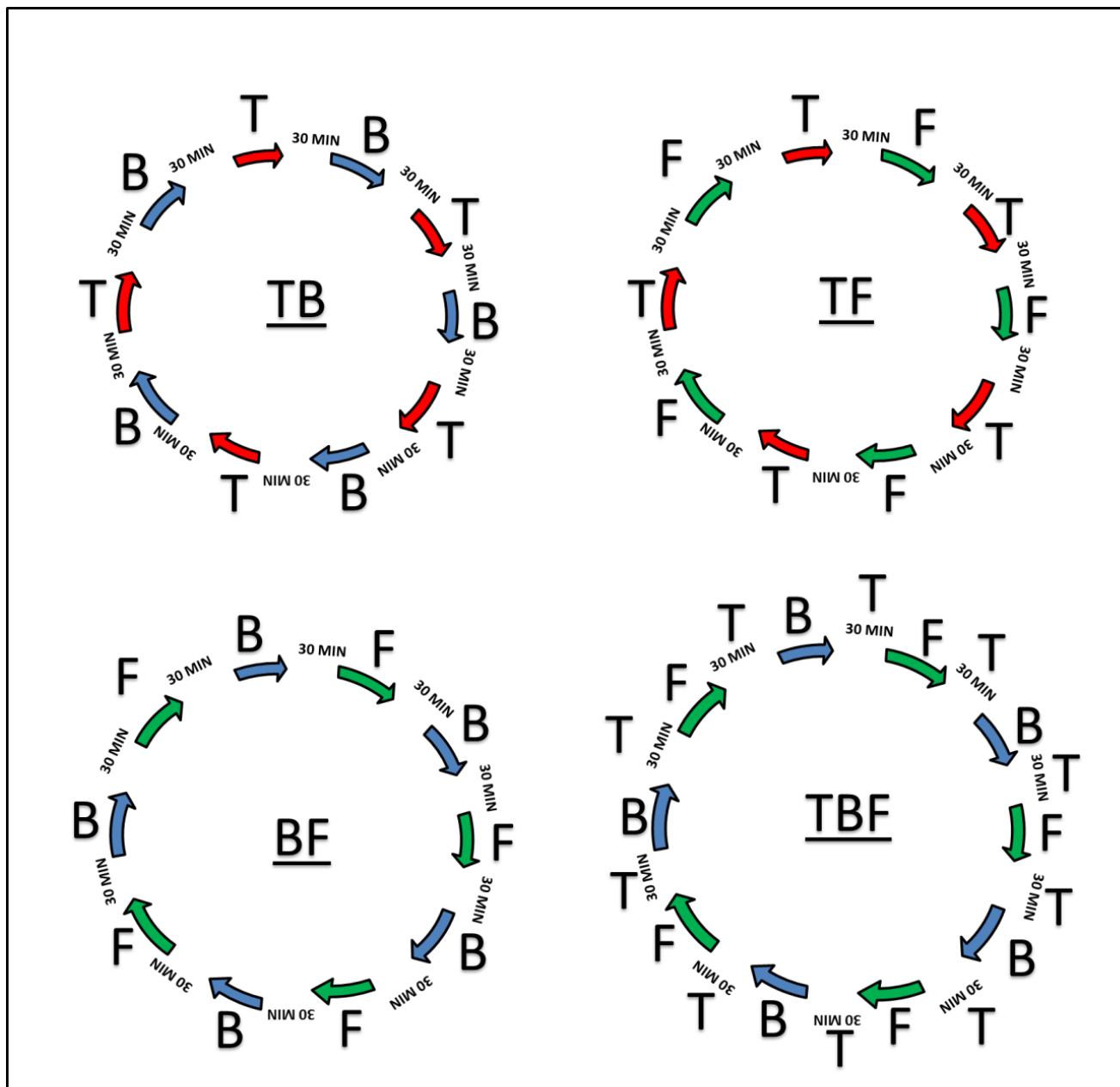


Figura 21. Figura representativa da sequência de desafios realizados em cada grupo. TB – tensão - biocorrosão; TF – tensão – fricção; BF – biocorrosão - fricção; TBF – tensão – biocorrosão – fricção.

3.3.7 Determinação do valor de delta

Após os tratamentos, todos os espécimes foram levados novamente ao microscópio confocal a laser, sendo novamente posicionados na matriz de silicone (conforme descrito no item 3.3.3). Os mesmos parâmetros avaliados

anteriormente foram novamente mensurados (conforme descrito no item 3.3.4) e os dados finais para cada amostra foram obtidos (Figura 22).

Para a análise dos dados, o delta da variação de cada espécime para cada parâmetro foi realizado, segundo a fórmula abaixo:

$$\Delta = V_f - V_i,$$

onde **V_f** representa o valor da média final das dez mensurações realizadas após os tratamentos, **V_i** se refere ao valor médio das dez mensurações previamente aos tratamento, e Δ representa a variação da média entre os valores final e inicial.

Dessa forma, cada espécime serviu como seu próprio controle. Em seguida, a média dos deltas de cada grupo foi obtida, e as comparações entre as alterações encontradas puderam ser realizadas..

3.3.8 Microtomografia Computadorizada (MicroCT)

Três espécimes de cada grupo foram então selecionados aleatoriamente para que o exame das alterações na região cervical pudesse ser realizado, através do uso de um microtomógrafo (SkyScan1272, Bruker, Aartselaar, Bélgica), do Centro de Pesquisa da Faculdade de Odontologia UFU - CPBio. Para tanto, os espécimes foram posicionados no dispositivo e as configurações para o escaneamento foram determinadas. Em princípio a área a ser varrida foi definida e o tamanho do pixel de 7,4 mm, e filtro de cobre foram utilizados. Os dados obtidos foram exportados para o software NRecon 1.6.8.0 (Skyscan, Bruker, Aartselaar, Bélgica) e puderam ser segmentados manualmente. Os arquivos gerados foram salvos no formato bitmap (*.BMP). Para a visualização dos cortes gerados o software DataViewer foi utilizado. Por fim, os dados foram abertos no software CTvox, a fim de o modelo em 3D de cada dente fosse gerado.

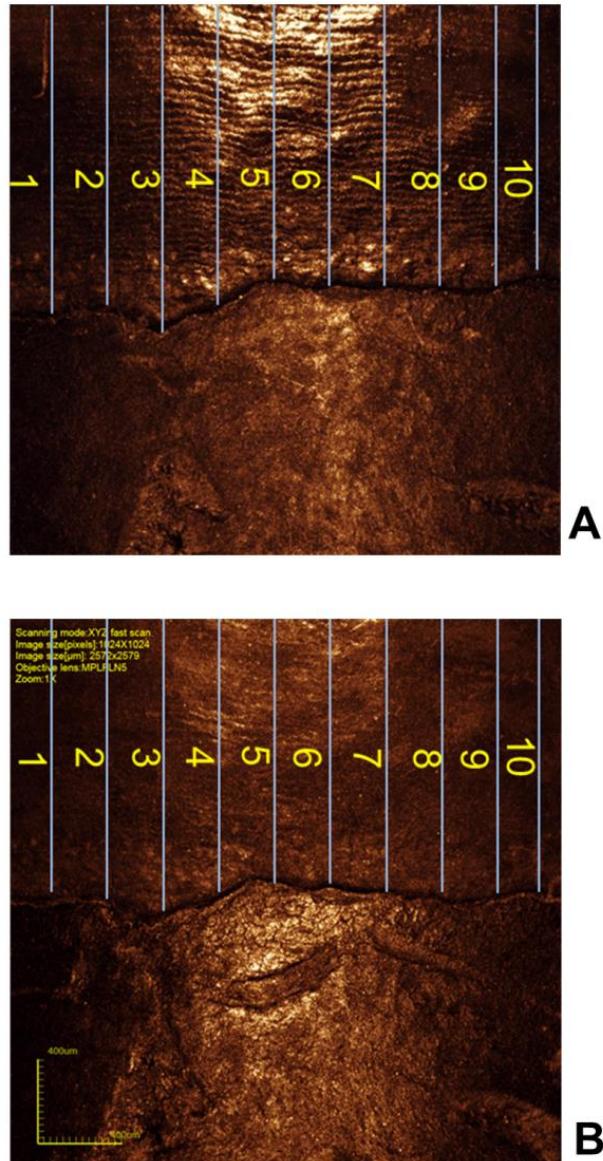


Figura 22. Figura representativa das mensurações realizadas nas diferentes etapas. A. Mensuração do parâmetro antes dos tratamentos; B. Mensuração do parâmetro após os tratamentos no mesmo espécime.

3.4 Análise estatística

A distribuição dos dados e igualdade de variâncias foram analisadas pelos teste de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente. Em seguida, foram aplicados o teste *t*-pareado (Avaliações Antes X Depois) para cada grupo e Análise de Variância em dois fatores (Tipo de associação X Tipo de Superfície), seguida de teste de Tukey. Todos os testes foram conduzidos com nível de significância de 5%.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1 Análise da Distribuição de Tensões

A análise da distribuição das tensões foi realizada utilizando o critério de Tensão Máxima Principal (S_1) e pode ser vista na Figura 23. Esse tipo de avaliação faz distinção entre as tensões, considerando os valores negativos (colocação azul) como tensões de compressão e os valores positivos (coloração vermelha) como tensões de tração.

A diferença entre os carregamentos promoveu alterações no padrão de distribuição de tensão na região cervical. Para o modelo com aplicação de CO, foram encontrados os maiores valores de tensão de tração na região interna da dentina radicular na face lingual e na região cervical vestibular do esmalte (Figura 23). O CV também apresentou os maiores valores de tensão de tração próximos a região da junção amelo-cementária, na região vestibular do modelo. No entanto, abrangendo uma maior área e com maior intensidade nas tensões, quando comparado com o CO. Além disso, altos valores de tensão de tração forma encontrados na dentina interna da região radicular vestibular (Figura 23).

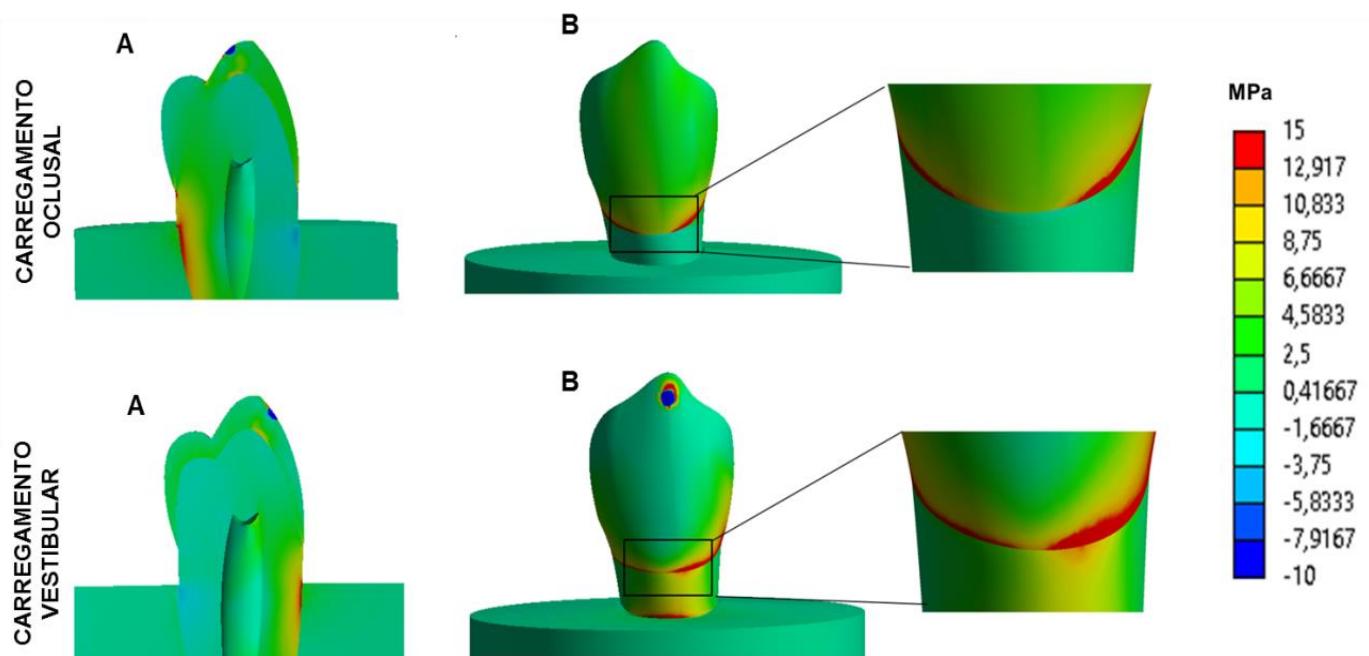


Figura 23. Distribuição de tensões pelo critério de Tensão Máxima Principal (em MPa) na área cervical, para os carregamentos oclusal (CO) e vestibular (CV). A. Corte sagital (2D) do modelo representando as superfícies internas de cada estrutura; B. Imagem 3D de cada modelo e ampliação da área cervical, na região de interesse. Os valores positivos representam tensão de tração (vermelho = 15 MPa) e os valores negativos representam tensão de compressão (azul = -10 MPa).

4.2 Microscopia Confocal

Os resultados de rugosidade da superfície (Sa) estão descritos nas tabelas 3 e 4. Diferenças significativas entre as mensurações inicial e final foram encontradas para os grupos experimentais e superfícies ($p<0.05$), com exceção do grupo TF, no qual não foi encontrada diferença significante, independente do tipo de superfície (Tabela 3).

A tabela 4 mostra a comparação da variação média dos valores Sa [μm] entre os estágios iniciais e finais (delta), para os grupos e superfícies. Na avaliação entre os grupos nota-se que há diferenças entre as superfícies apenas no grupo TB, principalmente entre esmalte e a dentina. Por outro lado, na comparação entre os grupos, o TBF promoveu a maior redução na rugosidade de superfície da dentina. Para as mensurações da superfície do esmalte, o grupo TF promoveu significativamente menor redução na rugosidade que todos os demais grupos. Na avaliação da JAC, os grupos TF e TBF diferiram entre si, com o TBF causando maiores modificações na superfície. Finalmente, os dados encontrados na análise de toda a área investigada apresentaram comportamento similar ao do esmalte, com TF divergindo de todos os outros grupos.

As médias das variações (delta) dos ângulos vertical e horizontal do degrau são exibidas na Figura 24. Para a análise vertical, não foram encontradas diferenças entre as superfícies dos grupos, exceto para o grupo TBF, no qual esmalte e dentina apresentaram comportamento diferente. Por outro lado, na avaliação da superfície da dentina, os grupos TF e BF

apresentaram-se diferentes de TBF. Para o esmalte TB, TF e TBF foram distintos.

Tabela 3: Média e desvio padrão da rugosidade de superfície - Sa (μm), entre os estágios inicial e final, para cada do grupo e superfície/região

		Superfícies			
Grupos	Estágio	Dentina	Esmalte	JAC	Área Total
TB	Inicial	2,2 (0,55)	2,8(0,54)	2,5(0,64)	3,3(0,66)
	Final	2,2 (0,53)	1,5(0,09)	1,8(0,17)	2,2(0,25)
	p valor	0,9000	0,0001	0,0012	0,0018
TF	Inicial	2,9(1,51)	2,9(0,92)	2,8(1,04)	3,7(0,89)
	Final	2,7(0,71)	2,9(1,25)	2,6(0,54)	3,6(0,80)
	p valor	0,7623	0,7928	0,6726	0.9085
BF	Inicial	3,7(2,01)	2,9(0,71)	3,2(1,61)	4,3(1,51)
	Final	2,5(0,47)	2,1(0,43)	2,1(0,32)	2,8(0,40)
	p valor	0,0337	0,0012	0,0167	0,0080
TBF	Inicial	3,5(1,50)	2,7(0,76)	3,3(1,44)	4,1(1,05)
	Final	2,2(0,51)	1,8(0,33)	1,4(0,22)	2,5(0,37)
	p valor	0,0014	0,0001	0,0001	0.0001

Tabela 4: Média e desvio padrão da rugosidade de superfície - Sa [μm], entre os valores de delta, para cada um dos grupos

		Superfícies			
Grupos	Dentina	Esmalte	JAC	Área Total	
TB	-0.02 Aa	-0.15 Aab	-1.28 Ab	-1.20 Aab	
TF	-1.30 Bb	-0.03 Aa	-0.91 Ab	-0.85 Ab	
BF	-0.71 ABab	-0.23 Aa	-1.95 Ab	-1.08 Aab	
TBF	-1.01 Abb	-0.09 Aa	-1.66 Ab	-1.52 Ab	

Letras maiúsculas indicam comparação na horizontal e letras minúsculas comparação na vertical

Tanto para a dentina como para o esmalte, o grupo TBF foi o que promoveu as maiores alterações de superfície. Na avaliação horizontal, apenas os grupos TBF e BF não apresentaram igualdade entre as superfícies. Nenhuma diferença foi encontrada para a superfície da dentina, já no esmalte TB, TF e TBF apresentaram diferenças entre si.

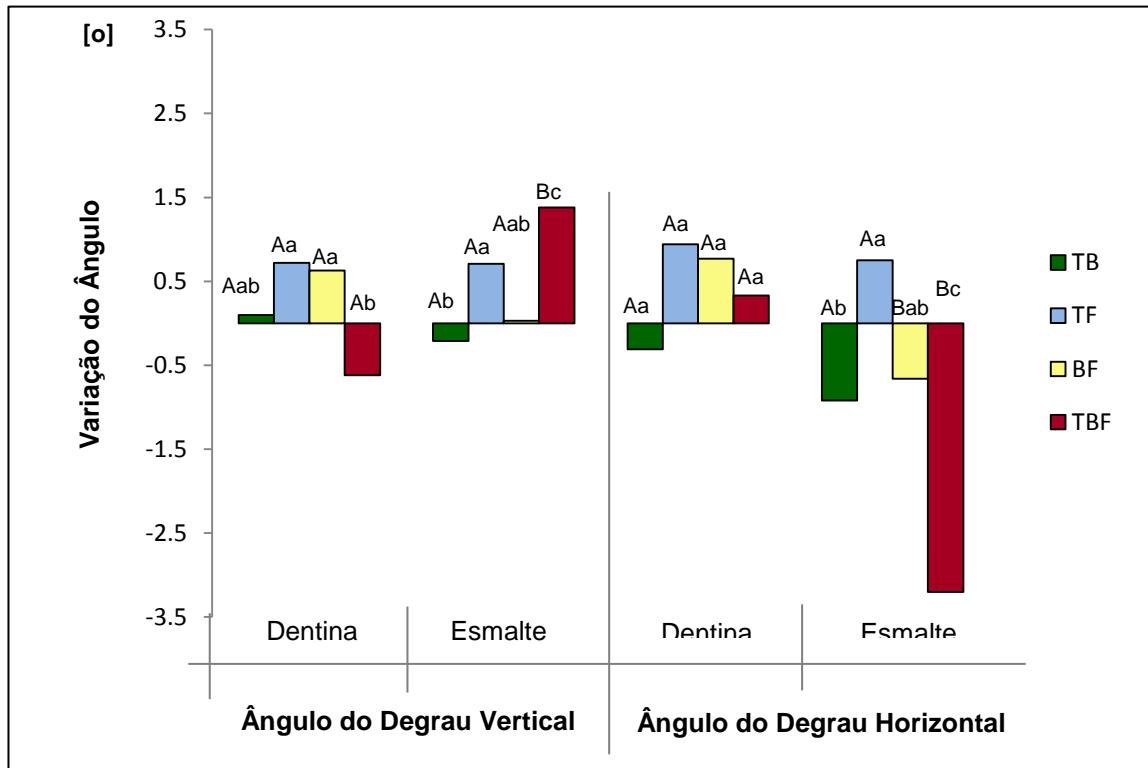


Figura 24. Média da variação (delta) do ângulo dos degraus vertical e horizontal entre os grupos e superfícies. Letras maiúsculas indicam comparação entre as superfícies e letras minúsculas comparação entre os grupos para cada superfície

Os dados para a variação (delta) da altura dos degraus vertical e horizontal são mostrados na Figura 25. No parâmetro vertical, somente o grupo TBF promoveu diferenças entre as superfícies. Os grupos TF e TBF promoveram alterações significativamente diferentes na dentina. E para o esmalte, apenas o grupo TBF apresentou comportamento diferente dos demais. Na análise horizontal da altura do degrau, os grupos TBF e BF promoveram diferenças entre esmalte e dentina. Além disso, todos os grupos apresentaram comportamento similar para dentina, e o grupo TBF propiciou as maiores alterações na superfície do esmalte.

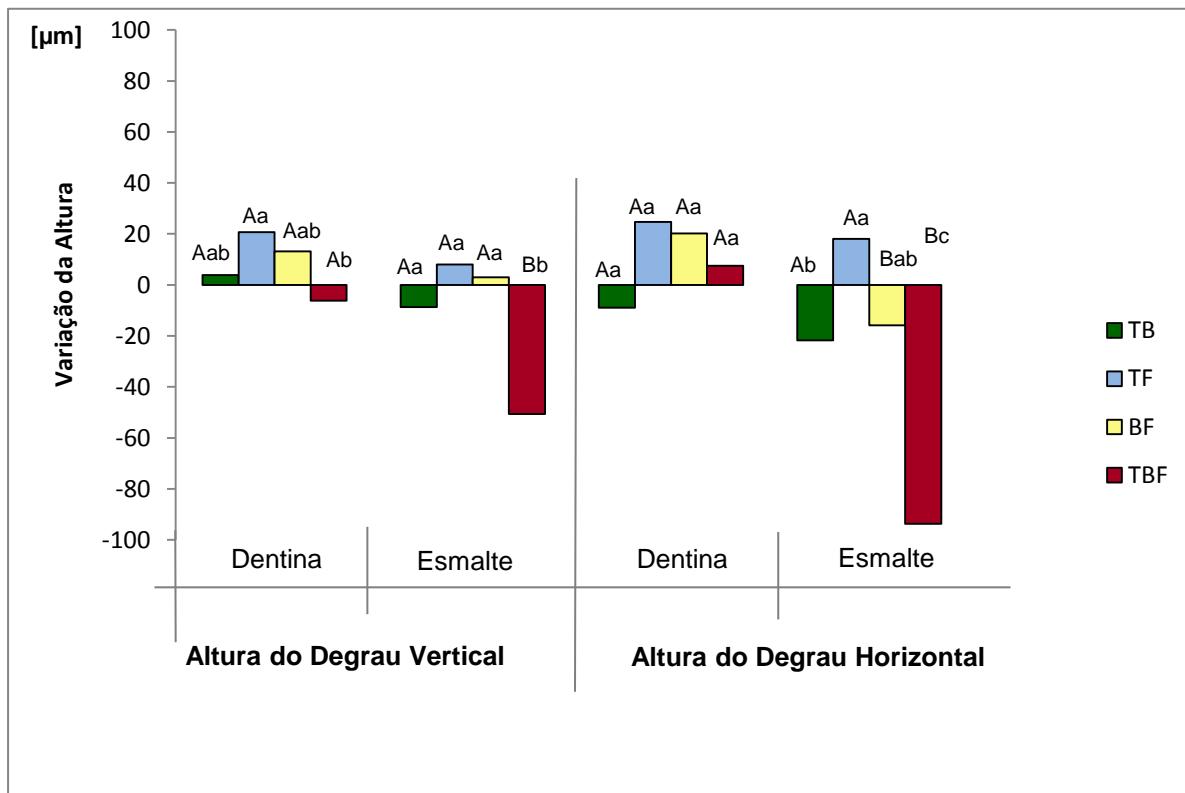


Figura 25. Média da variação (delta) da altura [μm] dos degraus vertical e horizontal entre os grupos e superfícies. Letras maiúsculas indicam comparação entre as superfícies e letras minúsculas comparação entre os grupos para cada superfície.

4.3 Análise Qualitativa- Microscopia Confocal e Micro-CT

As alterações promovidas pelos tratamentos nas superfícies dentais estão exibidas nas Figuras 26, 27, 28 e 29. Cada tipo de associação promoveu um padrão diferente de mudanças na região cervical. Pode ser observado que todos os grupos promoveram perda de estrutura dental. O grupo TB apresentou um defeito arredondado, com maior parte de sua extensão localizada abaixo da JAC, em dentina (Figura 26). Por outro lado, o grupo TF apresentou uma pequena perda, próxima a superfície da JAC, também em dentina, sem danos extensos para as estruturas dentais (Figura 27). Além disso, o grupo BF foi o que promoveu as menores mudanças na área avaliada, com a presença de apenas alterações discretas (Figura 28). O grupo TBF foi o que promoveu danos mais extensos a superfície dental, apresentando defeitos irregulares na região cervical (Figura 29).

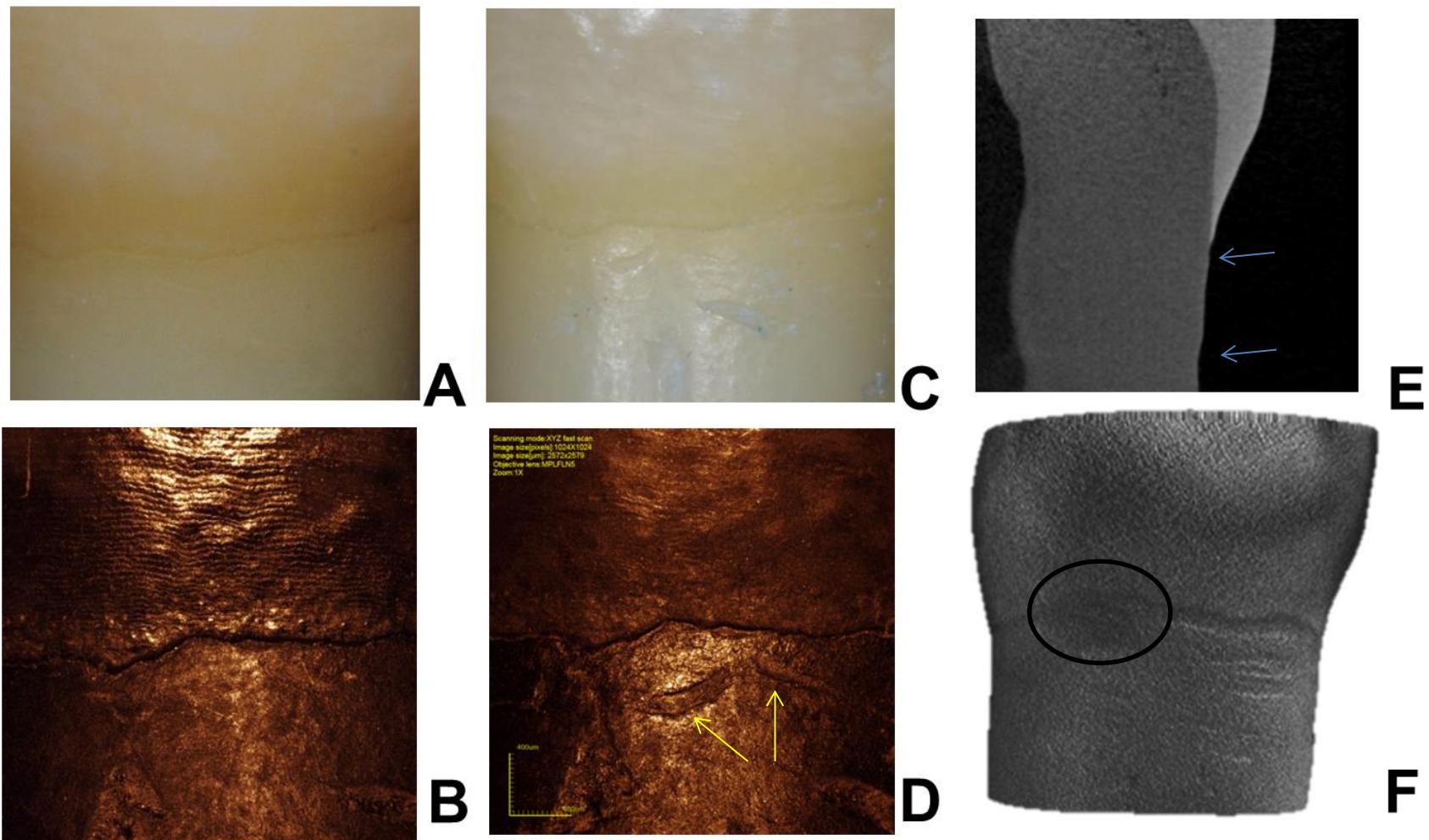


Figura 26. Imagens representativas das alterações superficiais no grupo TB. A. Fotografia da área cervical no estágio inicial, B. Microscopia confocal de fase inicial; C. Fotografia da região cervical após os tratamentos; D. Microscopia confocal do estágio final, com ênfase nas áreas alteradas (setas); E. Corte coronal de microtomografia 2D após os tratamentos. Observar presença de irregularidades (setas); F. Reconstrução 3D da superfície gerada pelo micro - CT, destacando área afetada.

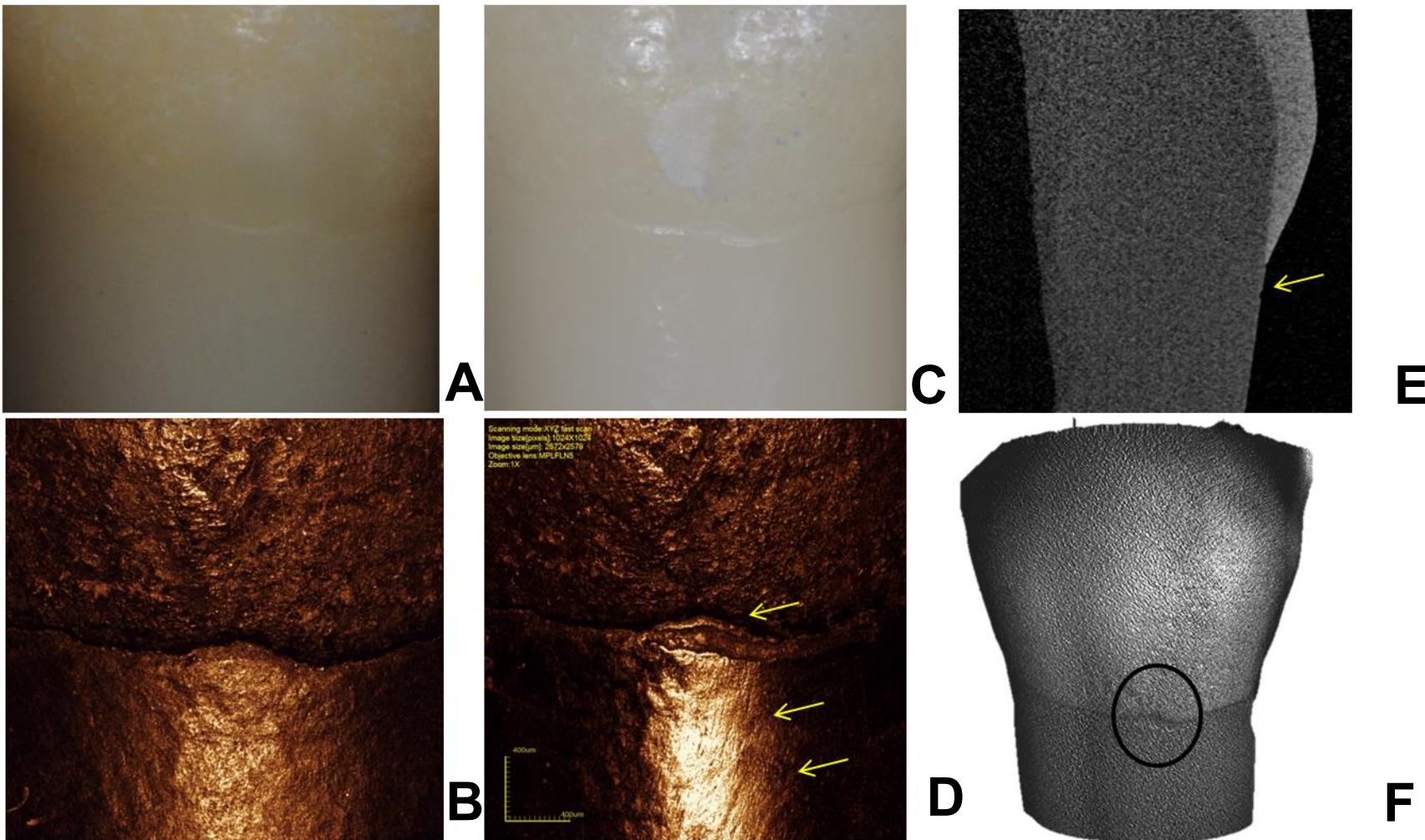


Figura 27. Imagens representativas das alterações superficiais no grupo TF. A. Fotografia da área cervical no estágio inicial; B. Microscopia confocal de fase inicial; C. Fotografia da região cervical após os tratamentos; D. Microscopia confocal do estágio final, com presença de alterações (setas); E. Corte coronal de microtomografia 2D após os tratamentos. Observar presença de alteração (seta); F. Reconstrução 3D da superfície gerada pelo microCT, destacando a área alterada.

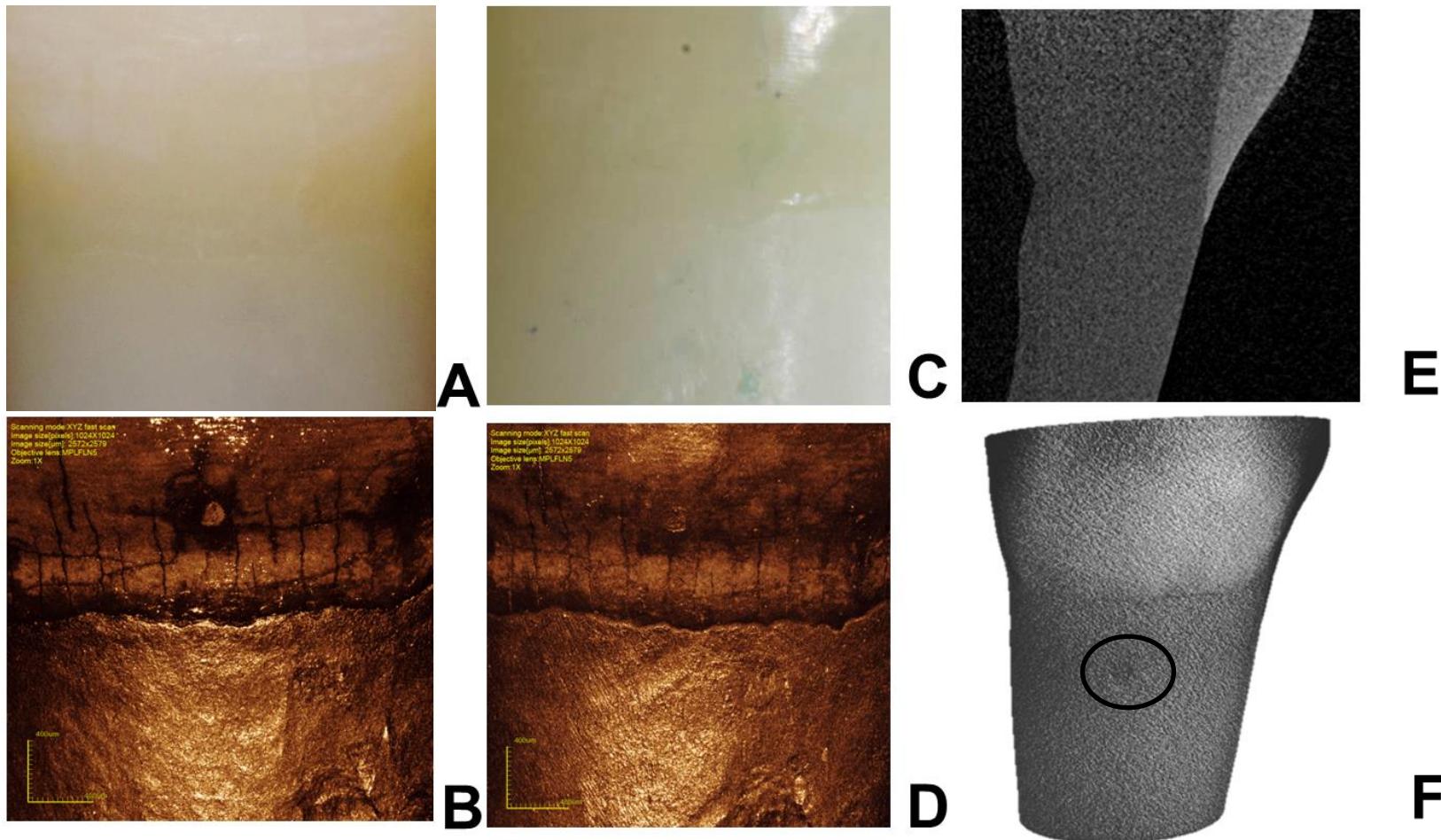


Figura 28. Imagens representativas das alterações superficiais no grupo BF. A. Fotografia da área cervical no estágio inicial, B. Microscopia confocal de fase inicial; C. Fotografia da região cervical após os tratamentos; D. Microscopia confocal do estágio final; E. Corte coronal de microtomografia 2D após os tratamentos; F. Reconstrução 3D da superfície gerada pelo microCT, destacando região alterada.

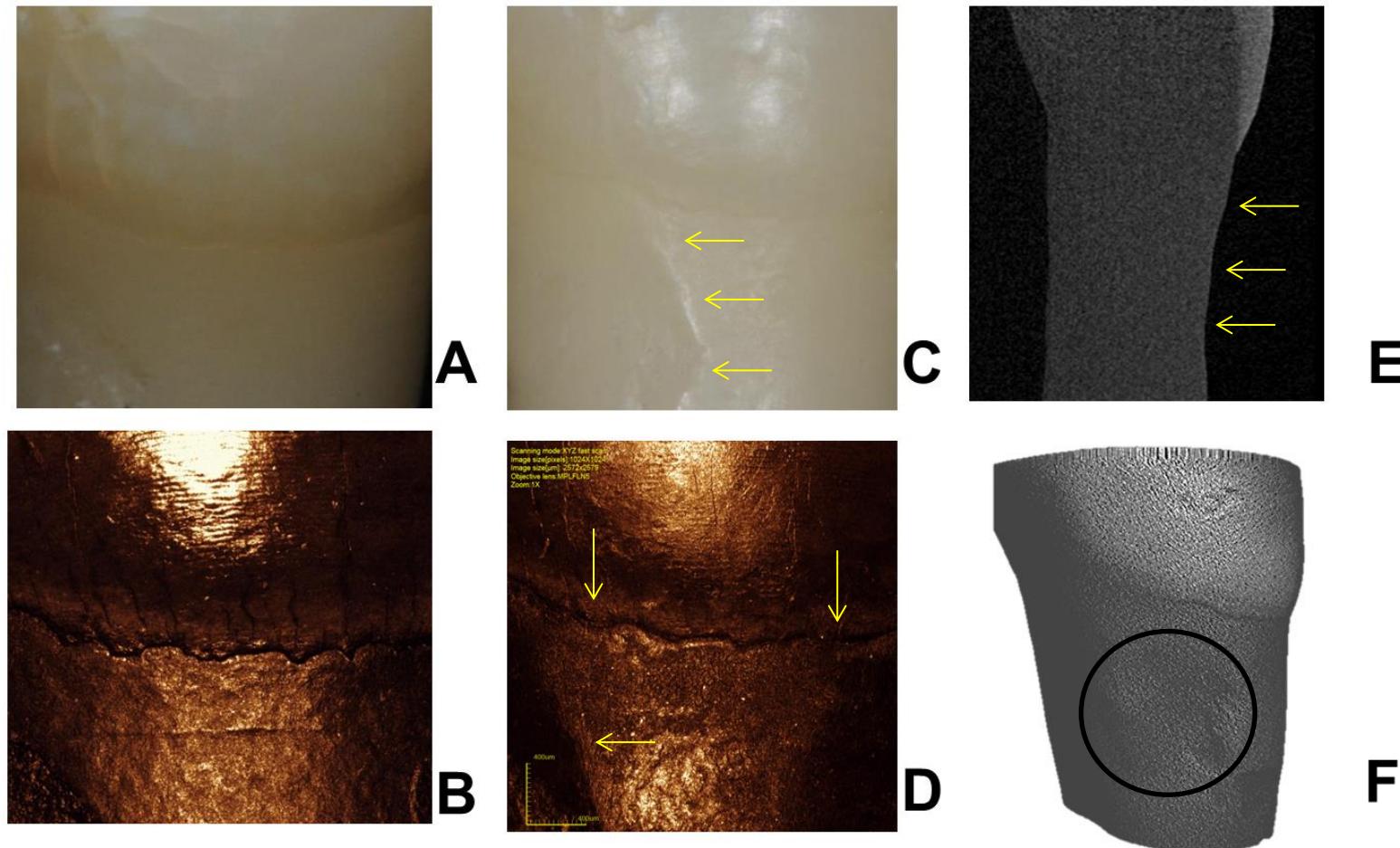


Figura 29. Imagens representativas das alterações superficiais no grupo TBF. A. Fotografia da área cervical no estágio inicial, B. Microscopia confocal de fase inicial; C. Fotografia da região cervical após os tratamentos, enfatizando áreas de degradação (setas); D. Microscopia confocal do estágio final, enfatizando alteração na JAC e degradação (setas); E. Corte coronal de microtomografia 2D após os tratamentos e presença de alterações (setas); F. Reconstrução 3D da superfície gerada pelo microCT, destacando região alterada.

DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula do estudo foi rejeitada, já que, os diferentes tipos de associação influenciaram de maneira distinta as alterações das estruturas dentais na região cervical. O aspecto multifatorial das lesões cervicais não cariosas foi avaliado nesse estudo, tendo como base o diagrama de Venn aplicado para LCNCs (Grippo et al., 2012). Dessa forma, foram avaliados quatro tipos de associações entre os fatores etiológicos tensão, biocorrosão e fricção.

A região cervical é uma das partes mais vulneráveis da estrutura dental, estando mais susceptível a ação de tensões que se concentram nessa região. A espessura fina do esmalte dentário e a orientação dos prismas que são perpendiculares ao longo eixo do dente (Hariri et al., 2012), resultam em tecido dentário menos rígido (Miura et al., 2009) e mais suscetível à fratura quando comparado ao esmalte da face oclusal (Giannini et al., 2004). Na dentina, os túbulos dentinários da região cervical são localizados transversalmente ao longo eixo do dente (Hariri et al., 2012), sendo que esta orientação em conjunto com a maior densidade e diâmetro destes túbulos, (Harran Ponce et al., 2001) promovem maior chance de falha (Arola & Reprogl, 2006; Miura et al., 2009; Soares et al., 2010). Com o objetivo de simular essas diferenças, foram utilizadas, nas simulações pelo MEF, propriedades ortotrópicas para esmalte e dentina, que resultam em comportamento mecânico diferente nos eixos X e Z e o longo eixo do dente (Miura et al., 2009).

O resultado da análise de elementos finitos desse estudo demonstrou alta concentração de tensões de tração no entorno da JAC, quando foi aplicado um carregamento oblíquo na vertente lisa da face vestibular (Figura 23). Esses achados comprovam que variações no tipo de carregamento oclusal, principalmente os que apresentam resultante oblíqua, estão relacionados com aumento na concentração de tensões na região

cervical (Rees, 2002; Ichim et al., 2007a; Ichim et al., 2007b; Brandini et al., 2012a; Soares, 2013).

A ocorrência de oclusão com sobrecarga no elemento dentário é considerada importante fator para a formação de LCNCs, principalmente nos contatos prematuros em movimentos excursivos de lateralidade (Brandini et al., 2012b). Além disso, o papel da tensão no processo inicial das LCNCs pode ser comprovado devido ao fato que o acúmulo de tensão de tração gerado na região cervical apresenta valores maiores do que a resistência máxima à tração, tanto para dentina como para esmalte (Huang et al., 1992; Giannini et al., 2004). O valor de resistência máxima a tração encontrado na literatura para esmalte posicionado no sentido transversal é de 11.5 MPa. Os achados obtidos pelo MEF mostram que na região cervical em esmalte, foram encontrados valores de concentração de tensão de tração próximos a 15.0 MPa, o que caracteriza que houve alteração do esmalte naquela região. Esse acúmulo possibilita o surgimento de microfraturas, tendendo ao desencadeamento de falha inicial (Rees, 2002).

Na análise dos parâmetros de rugosidade de superfície, ângulo e altura do degrau vertical e horizontal foram encontradas diferenças entre os grupos estudados e superfícies dentais. Os resultados deste estudo mostraram que a presença da biocorrosão foi fator de influência significativa para o aparecimento de alterações no parâmetro rugosidade de superfície, na comparação entre as fases experimentais (Tabela 3). Dessa forma, apenas no grupo TF, não foram encontradas diferenças significantes entre os estágios inicial e final para todas superfícies (Tabela 3). Esse fato, pode ser explicado devido aos diferentes mecanismos de ação de cada fator na estrutura dental. A análise micromorfológica de esmalte e dentina mostra diferenças relevantes entre essas estruturas. Os cristais minerais do esmalte são maiores do que os da dentina, promovendo uma menor área de superfície (Featherstone & Lussi, 2006), para a ação de agentes danosos. Além disso, o teor de carbonato na dentina é de aproximadamente 5%, e por outro lado o do esmalte é de 3%

(Featherstone & Lussi, 2006). Estas características tem grande influência na ação do mecanismo biocorrosivo.

O processo biocorrosivo pode ocorrer tanto pela ação de íons hidrogênio, advindos da dissociação de ácidos na água, mas também, pela dissolução mineral causada por agentes quelantes (ânions de cálcio). O efeito do ataque direto pelo íon hidrogênio acontece devido a sua combinação com o carbonato presente nos cristais das estruturas, levando a dissolução direta da superfície (Featherstone & Lussi, 2006). Por esse motivo, tanto o esmalte quanto a dentina sofreram a ação desse processo. No entanto, a intensidade da agressão foi maior na dentina, já que esta apresenta maior área de superfície, bem como, maior conteúdo de carbonato, tornando a dentina mais suscetível ao efeito de solubilização promovido pelo ácido.

Por outro lado, a presença do fator fricção (abrasão), promoveu homogeneização nos resultados. Apenas no grupo TB (na ausência de fricção) foram encontradas diferenças entre as superfícies esmalte e dentina e para os demais grupos TF, TBF, e BF essa diferença não foi encontrada (Tabela 4). Estes resultados estão em acordo com estudos anteriores (Ganss et al., 2009; da Silva et al., 2013), demonstrando que a presença de fricção por escovação com pasta dental promoveu ação semelhante em todas as estruturas dentais, causando um alisamento/polimento de todas as superfícies.

A presença de diferentes fatores de agressão, como desafios abrasivos ou biocorrosivos, nas estruturas dental, promoveu aumentos na rugosidade da superfície (da Silva et al., 2013; Poggio et al., 2014). No entanto, no presente estudo, as diferentes associações de fatores levaram a redução do parâmetro rugosidade (Tabela 4). Esse achado pode ser explicado, devido ao fato de que grande parte dos estudos realizados anteriormente na literatura, foram usadas amostras planas e polidas que foram submetidas aos desafios e para a posterior avaliação da rugosidade. Dessa forma, a aplicação de ácido e/ou abrasivo, sobre uma superfície polida promoveria o aumento da rugosidade da mesma. Entretanto, o polimento da estrutura dental, leva a necessidade de maior tempo de desafios para a detecção de alterações

(Passos et al., 2013) com isso ultrapassando as exposições a agentes de desgaste *in vivo* (Jensdottir et al., 2006) e promovendo estágios mais avançados de alterações na região cervical. Estes fatos não estariam em acordo com os objetivos propostos neste trabalho, de avaliação das alterações em estágio inicial. Para refletir a verdadeira característica das estruturas dentais apresentadas *in vivo*, os autores deste estudo optaram por utilizar dentes em sua forma natural. Os resultados da análise qualitativa com as imagens geradas pela microscopia confocal, demonstraram que a superfície original das estruturas dentárias é inicialmente rugosa (Figuras 26, 27, 28, e 29), pela presença de irregularidades no esmalte e dentina devido as suas características, como por exemplo, a presença de periquimárias. Esse aspecto justifica a redução da rugosidade de superfície encontrada após os desafios. Além disso, a diminuição encontrada está em acordo com os achados verificados em dentes humanos reais (Hur et al., 2011), que mostram que a porção interna das LCNCs apresenta aspecto liso. Para evitar que as diferenças superficiais entre os dentes naturais pudessem alterar os resultados do estudo, cada espécime foi avaliado em comparação a ele próprio, atuando dessa forma, como seu próprio controle.

Diferentes fatores etiológicos e suas associações estão envolvidos na formação de LCNCs, influenciam a morfologia final dessas lesões (Takehara et al., 2008; Walter et al., 2014). A presença de tensões geradas por carregamentos oclusais são associadas com lesões em forma de cunha, e as morfologias mais arredondadas, relacionadas com presença de abrasão mecânica (Walter et al., 2014). Os resultados da análise qualitativa mostraram que as alterações microestruturais encontradas foram distintas, de acordo com os tipos de tratamento (Figuras 26, 27, 28 e 29). O objetivo desse estudo foi então atingido, já que foi planejada a avaliação inicial do estágio de formação das LCNCs, sem contudo, haver a hipervalorização de algum dos fatores. Dessa forma, observa-se que mesmo com índices reduzidos dos fatores em estudo, foram encontradas alterações nas superfícies dentais na avaliação por microscopia confocal com aumento de 5 vezes. Espera-se com estudos

futuros, avaliar o aumento dos níveis de influência de cada associação de fatores para detectar a real importância de cada uma em limites máximos.

Diversas variações nos parâmetros de ciclagem mecânica, desafios biocorrosivos e abrasivos são verificados na literatura. Para a ciclagem mecânica há exemplos na literatura de variações na quantidade de ciclos sobre a estrutura dental ou para a análise de materiais, como 5×10^4 (Iwasaki et al., 2014); 6×10^5 (Nicolaisen et al., 2014), 12×10^5 (Guess et al., 2013), 15×10^5 (Gateau et al., 1999) e 2×10^6 (Cohen et al., 1993). Da mesma forma, os tempos de desafio abrasivo (escovação) podem variar de alguns segundos (Ganss et al., 2009) a 78 min (Korbmacher-Steiner et al., 2013); e as etapas de biocorrosão podem ser realizadas pela imersão em ácido, bem como, pela aplicação de agentes com baixo pH, variando de 3 (Moezizadeh & Alimi, 2014) a 35 dias (Honorio et al., 2008). Neste estudo, os autores selecionaram 6×10^5 ciclos, com cinco desafios biocorrosivos e abrasivos por dia, promovendo dessa forma, alterações na estrutura dental em escala micro, atendendo ao objetivo proposto.

O comportamento da JAC também foi influenciado pela presença do fator biocorrosão (Tabela 3). Nos grupos com presença do ácido, maiores alterações foram observadas (Tabela 4). Esta região representa a união entre esmalte, dentina e cimento e é protegida pelo tecido gengival (Arambawatta et al., 2009). No entanto, o aumento do tempo de manutenção do dente na cavidade oral, favorece a exposição da JAC devido a maior prevalência de recessão gengival e promove maior susceptibilidade desta região a produtos químicos e agentes físicos, com consequências clínicas importantes, como a hipersensibilidade dentinária (Arambawatta et al., 2009). Além disso, um estudo que avaliou 50 dentes humanos extraídos com LCNCs, mostrou que a maior parte das margens de todas as lesões estão localizadas abaixo da JAC, e apresentam esmalte intacto acima (Hur et al., 2011). Esses achados comprovam a menor resistência da JAC e estão de acordo com os resultados do presente estudo, no qual o estágio microestrutural de formação das LCNCs ocorre abaixo da JAC (Figuras 26, 27, 28 e 29). Todos os tratamentos

promoveram maiores alterações em dentina, comprovando a fragilidade desta estrutura quando exposta, com maior tendência ao desgaste quando comparada ao esmalte.

A associação tripla entre tensão, biocorrosão e fricção (abrasão) promoveu alterações significantes na estrutura dental para todos os parâmetros analisados, com diferenças entre esmalte e dentina, o que confirma a característica multifatorial das LCNCs. A avaliação do ângulo do degrau significa deformação permanente da estrutura dental. Dessa forma, o ângulo inicial está relacionado a estrutura hígida, sem deformação, e a alteração desse ângulo representa deformação permanente da estrutura. O valor de delta utilizado nesse estudo está associado, portanto, aos níveis de deformação sofridos pelas estruturas dentárias. Por outro lado, o parâmetro altura do degrau está relacionado com a perda de estrutura. Tendo como base a correlação dos dados encontrados na análise qualitativa (microscopia confocal e micro-CT), estabeleceu-se que menores valores na variação da altura do degrau significam maior perda estrutural. Em todos os grupos, na maioria das situações simuladas, a dentina apresenta maior perda de estrutura dentária com menor deformação, quando comparada ao esmalte (Figuras 24 e 25). Esse fato pode ser explicado devido a composição das estruturas dentais. O esmalte é o tecido mais rígido do elemento dental, e é composto de aproximadamente 92% de material inorgânico (principalmente hidroxiapatita), 2% de material orgânico e 4% de água (Gwinnett, 1992). Esta composição resulta em elevado módulo de elasticidade e baixa resistência a tração (Meckel et al., 1965), o que justifica sua menor perda nesse estudo, apesar das alterações detectadas. Por outro lado, a dentina é composta por 70% de material inorgânico, 18% de matriz orgânica e 12% de água, com elevada presença de colágeno (Mjor, 1972), o que resulta em menor módulo de elasticidade e dureza em comparação com esmalte.

Diferentes formas de mensuração das alterações estruturais nas superfícies dentais foram descritas na literatura, como a microradiografia (Ganss et al., 2009), raios-X de energia dispersiva (Wang et al., 2012),

perfilometria (Ganss et al., 2009), microscopia de força atômica (Choi et al., 2012) e microscopia eletrônica de varredura (Choi et al., 2012). No entanto, a microscopia confocal a laser foi escolhida neste estudo por ser uma técnica não destrutiva capaz de produzir imagens em alta resolução e permitir avaliação das microgeometrias (Heurich et al., 2010). Estas características permitem mensurações quantitativas entre os estágios iniciais e finais, em micro escala, sem preparo ou danos nas amostras, com a geração de imagem imediata, o que possibilitou o desenvolvimento desse estudo sem prejuízo as estruturas dentais.

A associação de metodologias é um importante passo para que uma análise mais profunda e mais completa dos resultados seja realizada (Soares et al., 2008a; Soares et al., 2008b; Bicalho et al., 2013a; Bicalho et al., 2013b; Veríssimo et al., 2013; Santos-Filho et al., 2014). Dessa forma, os resultados provenientes das diferentes metodologias devem ser avaliados, buscando-se a relação entre os mesmos. Neste estudo, o MEF foi a primeira etapa realizada, o que propiciou a determinação de qual tipo de carregamento oclusal seria reproduzido na etapa laboratorial, bem como, propiciou a definição da área a receber os diferentes tipos de desafios, sendo etapa essencial para o delineamento desse estudo. Algumas limitações podem ser destacadas para este método, como a confecção de modelos de elementos finitos simplificados e a ausência de mensuração da perda de volume na região de análise. Outras dificuldades foram encontradas, baseadas nas limitações da ciência atual, pois ainda não há um equipamento que consiga simular todos os fatores etiológicos presentes na cavidade oral simultaneamente nos espécimes. Além disso, devido a divergências encontradas na literatura, os autores deste estudo encontraram dificuldades em padronizar a relação entre os parâmetros de ciclagem, escovação e desafios biocorrosivos, com período de tempo equivalente aos ocorridos na cavidade oral.

A realização de estudos com metodologias complementares, como a tribologia, o aprimoramento da análise por elementos finitos buscando simular a presença de características intrínsecas das estruturas dentais, bem como a

utilização de outros métodos de análise das estruturas dentais como a microscopia de força atômica são etapas futuras fundamentais para complemento deste estudo. Além disso, o aumento do número de ciclos de ciclagem, tempo dos desafios biocorrosivos e abrasivos tornam-se necessários para detectar a real importância de cada fator no momento da associação. Pesquisas de acompanhamento clínico longitudinal são indicadas para validar e corroborar os dados encontrados nesse estudo *in vitro*.

O tratamento das LCNCs não consiste somente na realização de procedimento restaurador ou na aplicação de agentes dessensibilizantes nas áreas de dentina exposta (Kim et al., 2009; Michael et al., 2009). Para que o cirurgião-dentista possa promover o manejo dessa alteração, é necessário que todos os fatores envolvidos no processo de formação das LCNCs sejam avaliados. Por esse motivo, sugere-se que anamnese e exame clínico detalhados de cada paciente sejam realizados (Kim et al., 2009), buscando-se investigar quais fatores devem ser controlados. Associado a esse fato, o clínico deve buscar conhecer os hábitos alimentares, hábitos de higienização e ocupação de seu paciente, presença de hábitos parafuncionais e alterações sistêmicas, para chegar ao sucesso no controle das LCNCs.

CONCLUSÃO

6. CONCLUSÃO

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

1. Todos os tipos de associação de fatores testados apresentaram potencial para promover a formação de lesões cervicais não cariosas.
2. O grupo TBF foi mais influente na formação microestrutural das LCNCs, para esmalte.
3. A associação de pelo menos dois fatores foi suficiente para gerar degradação significativa na dentina.
4. Houve similaridade dos resultados gerados no método de elementos finitos com os encontrados nos testes experimentais para os grupos TF, TBF, TB, mostrando validação dos métodos empregados.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. Arambawatta K, Peiris R, Nanayakkara D. Morphology of the cemento-enamel junction in premolar teeth. **Int J Oral Sci.** 2009;51(4):623-7.
2. Arola DD, Reprogl R. Tubule orientation and the fatigue strength of human dentin. **Biomaterials.** 2006;27(9):2131-40.
3. Barron RP, Carmichael RP, Marcon MA, Sandor GK. Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. **J Can Dent Assoc.** 2003;69(2):84-9.
4. Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. **J Dent Res.** 2006;85(4):306-12.
5. Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Investig.** 2014;18(2):369-75.
6. 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.
7. Bicalho A, Pereira R, Zanatta R, Franco S, Tantbirojn D, Versluis A, et al. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part I: Cuspal Deformation, Bond Strength, and Physical Properties. **Oper Dent.** 2013a;
8. Bicalho A, Valdivia A, Barreto B, Tantbirojn D, Versluis A, Soares C. Incremental Filling Technique and Composite Material-Part II: Shrinkage and Shrinkage Stresses. **Oper Dent.** 2013b;
9. Borcic J, Anic I, Urek MM, Ferreri S. The prevalence of non-carious cervical lesions in permanent dentition. **J Oral Rehabil.** 2004;31(2):117-23.
10. Brandini DA, Pedrini D, Panzarini SR, Benete IM, Trevisan CL. Clinical evaluation of the association of noncarious cervical lesions, parafunctional habits, and TMD diagnosis. **Quintessence Int.** 2012a;43(3):255-62.
11. Brandini DA, Trevisan CL, Panzarini SR, Pedrini D. Clinical evaluation of the association between noncarious cervical lesions and occlusal forces. **J Prosthet Dent.** 2012b;108(5):298-303.

12. Carvalho TS, Lussi A. Combined effect of a fluoride-, stannous- and chitosan-containing toothpaste and stannous-containing rinse on the prevention of initial enamel erosion-abrasion. **J Dent.** 2014;42(4):450-9.
13. Choi S, Park KH, Cheong Y, Moon SW, Park YG, Park HK. Potential effects of tooth-brushing on human dentin wear following exposure to acidic soft drinks. **J Microsc.** 2012;247(2):176-85.
14. Cohen BI, Deutsch AS, Musikant BL. Cyclic fatigue testing of six endodontic post systems. **J Prosthodont.** 1993;2(1):28-32.
15. da Silva EM, Doria J, da Silva Jde J, Santos GV, Guimaraes JG, Poskus LT. Longitudinal evaluation of simulated toothbrushing on the roughness and optical stability of microfilled, microhybrid and nanofilled resin-based composites. **J Dent.** 2013;41(11):1081-90.
16. Eisenburger M, Shellis RP, Addy M. Comparative study of wear of enamel induced by alternating and simultaneous combinations of abrasion and erosion in vitro. **Caries Res.** 2003;37(6):450-5.
17. Estafan A, Furnari PC, Goldstein G, Hittelman EL. In vivo correlation of noncarious cervical lesions and occlusal wear. **J Prosthet Dent.** 2005;93(3):221-6.
18. Featherstone JD, Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion. **Monogr Oral Sci.** 2006;20(66-76).
19. Ganss C, Hardt M, Blazek D, Klimek J, Schlueter N. Effects of toothbrushing force on the mineral content and demineralized organic matrix of eroded dentine. **Eur J Oral Sci.** 2009;117(3):255-60.
20. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. **J Prosthet Dent.** 1999;82(3):341-7.
21. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** 2004;20(4):322-9.
22. Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent.** 1991;3(1):14-9.

23. Grippo JO, Chaiyabutr Y, Kois JC. Effects of cyclic fatigue stress-biocorrosion on noncarious cervical lesions. **J Esthet Restor Dent.** 2013;25(4):265-72.
24. Grippo JO, Oh DS. A classification of the mechanisms producing pathological tissue changes. **J Med Eng Technol.** 2013;37(4):259-63.
25. Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, abrasion, biocorrosion, and the enigma of noncarious cervical lesions: a 20-year perspective. **J Esthet Restor Dent.** 2012;24(1):10-23.
26. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. **J Am Dent Assoc.** 2004;135(8):1109-18; quiz 63-5.
27. Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. **J Prosthet Dent.** 2013;110(4):264-73.
28. Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. **Oper Dent.** 1992;Suppl 5(10-7).
29. Hariri I, Sadr A, Shimada Y, Tagami J, Sumi Y. Effects of structural orientation of enamel and dentine on light attenuation and local refractive index: an optical coherence tomography study. **J Dent.** 2012;40(5):387-96.
30. Harran Ponce E, Canalda Sahli C, Vilar Fernandez JA. Study of dentinal tubule architecture of permanent upper premolars: evaluation by SEM. **Aust Endod J.** 2001;27(2):66-72.
31. He S, Wang Y, Li X, Hu D. Effectiveness of laser therapy and topical desensitising agents in treating dentine hypersensitivity: a systematic review. **J Oral Rehabil.** 2011;38(5):348-58.
32. Heurich E, Beyer M, Jandt KD, Reichert J, Herold V, Schnabelrauch M, et al. Quantification of dental erosion--a comparison of stylus profilometry and confocal laser scanning microscopy (CLSM). **Dent Mater.** 2010;26(4):326-36.
33. Honorio HM, Rios D, Francisconi LF, Magalhaes AC, Machado MA, Buzalaf MA. Effect of prolonged erosive pH cycling on different restorative materials. **J Oral Rehabil.** 2008;35(12):947-53.

34. Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. **J Endod.** 1992;18(5):209-15.
35. 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.
36. Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. **Dent Mater.** 2007a;23(12):1553-61.
37. 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.** 2007b;23(12):1562-9.
38. Iwasaki N, Takahashi H, Koottathape N, Kanehira M, Finger WJ, Sasaki K. Texture of composite resins exposed to two- and three-body wear in vitro. **J Contemp Dent Pract.** 2014;15(2):232-41.
39. Jensdottir T, Holbrook P, Nauntofte B, Buchwald C, Bardow A. Immediate erosive potential of cola drinks and orange juices. **J Dent Res.** 2006;85(3):226-30.
40. Derceli JR. **Análise in vitro e in situ da erosão dental e de métodos de prevenção em pacientes portadores da Doença do Refluxo Gastroesofágico** [tese] Ribeirão Preto: FORP/USP; 2014.
41. Kim SY, Lee KW, Seong SR, Lee MA, Lee IB, Son HH, et al. Two-year clinical effectiveness of adhesives and retention form on resin composite restorations of non-carious cervical lesions. **Oper Dent.** 2009;34(5):507-15.
42. Korbmacher-Steiner HM, Schilling AF, Huck LG, Kahl-Nieke B, Amling M. Laboratory evaluation of toothbrush/toothpaste abrasion resistance after smooth enamel surface sealing. **Clin Oral Investig.** 2013;17(3):765-74.
43. 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.
44. Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. **J Dent.** 1994;22(4):195-207.

45. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Noncarious cervical lesions and abfractions: a re-evaluation. **J Am Dent Assoc.** 2003;134(7):845-50.
46. Litonjua LA, Andreana S, Bush PJ, Tobias TS, Cohen RE. Wedged cervical lesions produced by toothbrushing. **Am J Dent.** 2004;17(4):237-40.
47. Meckel AH, Griebstein WJ, Neal RJ. Structure of mature human dental enamel as observed by electron microscopy. **Arch Oral Biol.** 1965;10(5):775-83.
48. Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF, Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. **Aust Dent J.** 2009;54(1):2-8.
49. Miura J, Maeda Y, Nakai H, Zako M. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied forces. **Dent Mater.** 2009;25(1):67-73.
50. Mjor IA. Human coronal dentine: structure and reactions. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.** 1972;33(5):810-23.
51. Moezizadeh M, Alimi A. The effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate paste and sodium fluoride mouthwash on the prevention of dentine erosion: An in vitro study. **J Conserv Dent.** 2014;17(3):244-9.
52. Nicolaisen MH, Bahrami G, Finlay S, Isidor F. Comparison of fatigue resistance and failure modes between metal-ceramic and all-ceramic crowns by cyclic loading in water. **J Dent.** 2014;42(12):1613-20.
53. Oginni AO, Adeleke AA. Comparison of pattern of failure of resin composite restorations in non-carious cervical lesions with and without occlusal wear facets. **J Dent.** 2014;42(7):824-30.
54. Ommerborn MA, Schneider C, Giraki M, Schafer R, Singh P, Franz M, et al. In vivo evaluation of noncarious cervical lesions in sleep bruxism subjects. **J Prosthet Dent.** 2007;98(2):150-8.
55. 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.
56. Passos VF, Melo MA, Vasconcellos AA, Rodrigues LK, Santiago SL. Comparison of methods for quantifying dental wear caused by erosion and abrasion. **Microsc Res Tech.** 2013;76(2):178-83.

57. Pikeden L, Akca E, Gurbuzer B, Aydil B, Tasdelen B. Cervical wear and occlusal wear from a periodontal perspective. **J Oral Rehabil.** 2011;38(2):95-100.
58. Piotrowski BT, Gillette WB, Hancock EB. Examining the prevalence and characteristics of abfractionlike cervical lesions in a population of U.S. veterans. **J Am Dent Assoc.** 2001;132(12):1694-701; quiz 726-7.
59. Poggio C, Lombardini M, Vigorelli P, Colombo M, Chiesa M. The role of different toothpastes on preventing dentin erosion: an SEM and AFM study(R). **Scanning.** 2014;36(3):301-10.
60. Rees JS. The biomechanics of abfraction. **Proc Inst Mech Eng H.** 2006;220(1):69-80.
61. 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.
62. Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. **Eur J Oral Sci.** 1998;106(6):1028-32.
63. Rees JS, Jagger DC. Abfraction lesions: myth or reality? **J Esthet Restor Dent.** 2003;15(5):263-71.
64. Rosing CK, Fiorini T, Liberman DN, Cavagni J. Dentine hypersensitivity: analysis of self-care products. **Braz Oral Res.** 2009;23 Suppl 1(56-63).
65. Santos-Filho PC, Verissimo C, Soares PV, Saltarello RC, Soares CJ, Marcondes Martins LR. Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. **J Endod.** 2014;40(1):119-23.
66. Senna P, Del Bel Cury A, Rosing C. Non-carious cervical lesions and occlusion: a systematic review of clinical studies. **J Oral Rehabil.** 2012;39(6):450-62.
67. Shinya A, Yokoyama D, Lassila LV, Vallittu PK. Three-dimensional finite element analysis of metal and FRC adhesive fixed dental prostheses. **J Adhes Dent.** 2008;10:365-371.
68. 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.

69. Soares CJ, Castro CG, Neiva NA, Soares PV, Santos-Filho PC, Naves LZ, et al. Effect of gamma irradiation on ultimate tensile strength of enamel and dentin. **J Dent Res.** 2010;89(2):159-64.
70. Soares CJ, Martins LR, Fernandes Neto AJ, Giannini M. Marginal adaptation of indirect composites and ceramic inlay systems. **Oper Dent.** 2003;28(6):689-94.
71. 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.** 2008a;99(2):114-22.
72. Soares PV, Santos-Filho PC, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.** 2008b;99(1):30-7.
73. Soares PV, Souza LV, Veríssimo C, Zeola LF, Pereira AG, Santos-Filho PC, et al. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. **J Oral Rehabil.** 2014;41(2):108-14.
74. Soares PV, Souza, L. V., Veríssimo, C., Zeola, L. F., Pereira, A. G., Santos-Filho, P. C. F. and Fernandes-Neto, A. J. Effect of root morphology on biomechanical behaviour of premolars associated with abfraction lesions and different loading types. **J Oral Rehabil.** 2013;(41): 08–14.
75. 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.
76. 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.
77. Toparli M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil.** 2003;(30):470-476.
78. Veríssimo C, Simamoto Junior PC, Soares CJ, Noritomi PY, Santos-Filho PC. Effect of the crown, post, and remaining coronal dentin on the

biomechanical behavior of endodontically treated maxillary central incisors. . **J Prosthet Dent.** 2013;

79. Walter C, Kress E, Gotz H, Taylor K, Willershausen I, Zampelis A. The anatomy of non-carious cervical lesions. **Clin Oral Investig.** 2014;18(1):139-46.
80. Wang Y, Li X, Chang J, Wu C, Deng Y. Effect of tricalcium silicate (Ca(3)SiO(5)) bioactive material on reducing enamel demineralization: an in vitro pH-cycling study. **J Dent.** 2012;40(12):1119-26.
81. West NX, Joiner A. Enamel mineral loss. **J Dent.** 2014;42 Suppl 1(S2-11).
82. Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. **J Dent.** 2008;36(10):759-66.

RELEASE PARA IMPRENSA

RELEASE PARA IMPRENSA

Nas últimas décadas, as novas estratégias de políticas públicas e de promoção de saúde, fizeram com que houvesse uma redução nas doenças bucais como cárie e a doença periodontal. Além disso, a industrialização dos alimentos, a vida estressante, a busca pela beleza e os hábitos de higiene da sociedade atual, fizeram com que esse cenário fosse alterado. Por esse motivo, os pacientes passaram a procurar os consultórios odontológicos para resolver problemas não relacionadas a microorganismos, como estética, hipersensibilidade dentinária - HD e lesões cervicais não cariosas - LCNCs. As LCNCs são caracterizadas como cavidades formadas no esmalte dental próximo a gengiva, e que apresentam etiologia multifatorial. Dessa forma, o tratamento dessas lesões é um desafio para os cirurgiões-dentistas, pois além da cavidade podem levar a HD, causando enorme desconforto aos pacientes. Assim, tornou – se necessário estudar como os fatores etiológicos envolvidos no processo de formação de LCNCs interagem entre si e como atuam nas estruturas dentais, para possibilitar ao clínico melhor controle dessa alteração e maior conforto aos seus pacientes. Dessa forma, nesse estudo avaliou – se o papel das associações dos fatores tensão (resultado da força provocada pelos contatos exacerbados entre os dentes e hábitos como o apertamento dental e bruxismo), biocorrosão (resultante da ação dos ácidos presentes na dieta e/ou provenientes de doenças gástricas, nas estruturas dentais) e a fricção (promovida pela escovação) na formação de LCNCs. Como resultados observou – se que todos esses fatores podem promover degradação das estruturas dentais, e que cada uma das combinações tem uma consequência diferente. A presença do fator tensão associado, leva a degradação mais agressiva das estruturas, principalmente quando somado a biocorrosão e o fator fricção leva a um alisamento das estruturas, promovendo degradação menos agressiva. Por esse motivo, para o tratamento de LCNCs, o cirurgião – dentista deverá controlar todos os fatores envolvidos, realizando um prévio ajuste oclusal, controle da dieta ácida e orientação ao paciente quanto a evitar a escovação dental imediatamente após o consumo de ácidos. A investigação e controle desses fatores é a primeira etapa para o sucesso do tratamento.