EMERSON ALVES MARTINS

Avaliação *in vitro* de danos causados ao esmalte usando modelo biomecânico para simular lesões não cariosas

Versão Corrigida

São Paulo

2012

EMERSON ALVES MARTINS

Avaliação *in vitro* de danos causados ao esmalte usando modelo biomecânico para simular lesões não cariosas

Versão Corrigida

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Materiais Dentários

Orientador: Prof. Rafael Yagüe Ballester

São Paulo

2012

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catalogação da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Martins, Emerson Alves

Avaliação *in vitro* de danos causados ao esmalte usando modelo biomecânico para simular lesões não cariosos / Emerson Alves Martins ; orientador Rafael Yagüe Ballester. -- São Paulo, 2012.
109 p. : fig., tab., graf. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) -- Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Materiais Dentários. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.
Versão corrigida.

1. Esmalte dentário - Danos. 2. PH dos materiais dentários. 3. Biomecânica - Odontologia I. Ballester, Rafael Yagüe. II. Título.

Martins EA. Avaliação *in vitro* de danos causados ao esmalte usando modelo biomecânico para simular lesões não cariosas. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Odontologia.

Aprovado em: / /2012

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a)._____Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Dedico este meu trabalho aos meus pais que sempre me apoiaram em tudo o que eu quis fazer até hoje. Não há palavras para agradecer...

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Primeiramente agradeço a ***Deus*** por estar sempre presente na minha vida, ter me dado saúde e condições de realizar mais esta conquista. Agradeço também por ter me dado forças nos momentos difíceis, coragem nos momentos de insegurança e por colocar no meu caminho pessoas altamente capacitadas e comprometidas que me servem de exemplo e que direta ou indiretamente, participam do meu crescimento profissional.

A meu ***Pai***, que já não está mais aqui entre nós para participar desta minha conquista, mas que de longe me dá forças para seguir o meu caminho. Pai, obrigado pela formação que você me deu. Eu busco seguir o seu exemplo, sou uma extensão sua e sempre lutarei para ser a pessoa de caráter e valor que você foi.

A minha ***Mãe,*** que é a pessoa mais bondosa e pura deste mundo, exemplo de amor incondicional. Meu muito obrigado é pouco. Eu nunca terei como agradecer tudo o que você já fez e faz por mim. Te amo!

Ao meu orientador, Professor ***Dr. Rafael Yagüe Ballester***

Your enthusiasm and strong interest on research had made a deep impression on me. Your humor and open door policy made the process one that was truly enjoyable. You have inspired and guided me with your vast experience and visionary approach. Thanks for your friendship and inspiration and for being honestly involved in every aspect throughout the study and most of all, for the constant support and encouragement. I feel privileged to have worked with you.

AGRADECIMENTOS

A minha ***querida irmã*** que sempre me apoiou em todas as minhas investidas. Obrigado!

Ao ***meu irmão Eduardo*** que mesmo distante fisicamente, sempre esteve muito próximo de mim dando força nas horas difíceis. Du, Obrigado!

Ao ***Julio,*** que é meu exemplo de superação. Muito obrigado pela força!

À ***Maria*** pelos sábios conselhos que me dava nos dias difíceis.

À ***Ava***, minha companheira nas noites que pareciam eternas quando estava escrevendo esta tese Agradeço pelo amor incondicional, pelo exemplo de companheirismo que nos dias de hoje muito poucas pessoas são capazes de oferecer.

A ***todas as tias, tios, primos e primas, meus amigos*** e todas outras pessoas que sempre torceram por mim.

Ao ***Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo*** pela oportunidade e por permitir que eu pudesse melhorar e ampliar os meus conhecimentos

Ao professor ***Dr Bennett Amaechi***, by the opportunity of doing the internship in his Lab. Thank you for allowing me to learn new technologies. I extend my sincere gratitude and appreciation to my research co advisor for his generous supports, encouragements, and constructive advices through this research work.

Ao Dr ***Renzo Alberto Ccahuana Vasquez***. Sempre serei grato pelas suas sugestões durante o tempo que estagiei no Laboratório de Cariologia da

Universidade do Texas em San Antonio (UTHSCSA). Obrigado pela amizade e pelo suporte durante várias etapas de realização deste trabalho

Aos meus colegas do Laboratório de Cariologia da Universidade do Texas em San Antonio: ***Andressa, Karthik, Sapna Mary, Sapna Agarwal, Poornima, Irene, Carolina, Cassandra, Belinda, Carlos, David, Aida, Margie*** e todas outras pessoas que direta ou indiretamente participaram desta fase da minha vida. Obrigado a todos vocês!

Ao ***professor Muench*** pelo suporte com as análises estatísticas, pelas sugestões e pela amizade e carinho que dedica a todos nós. Para mim você é um exemplo capacidade e profissionalismo. Obrigado!

A ***professora Josete Barbosa*** por ter sido meu primeiro contato no departamento, por me acolher e por ter me apresentado aos outros professores. Este primeiro contato permitiu-me estar hoje realizando mais esta conquista na minha vida. Sempre serei muito grato a você! Muito Obrigado!

Ao ***professor Roberto Rugiero Braga*** pela oportunidade que me deu de assistir todas as aulas teóricas acompanhando a graduação e fazer estágio nas disciplinas de Materiais Dentários diretos e indiretos; fator primordial para minha reciclagem e que me preparou solidamente para participar da seleção para o Doutorado. Também meu muitíssimo obrigado!

A ***professora Maria Aparecida Alves de Cerqueira Luz*** pelas sugestões durante o estágio piloto deste trabalho e pelo carinho e amizade.

A ***secretária Rosa Cristina*** pela amizade e carinho com que sempre trata a todos nós alunos. Sua ajuda durante este tempo que desenvolvi minhas pesquisas no departamento foi muito importante. Você é uma pessoa especial, te considero como uma irmã. Muito obrigado pela sua amizade sincera!

A ***secretária Elidamar*** pela sua energia positiva, sempre com um sorriso no rosto para nos receber. Muito obrigado por tudo que fez por mim durante minha passagem pelo departamento.

A ***Fran*** pela amizade e pelo carinho. Seu jeito brincalhão alegrou-me em dias que eu estava desanimado e quando algumas coisas pareciam que não iam dar certo. Obrigado pela alegria que você traz a este departamento. Irei sentir a sua falta!

Um obrigado especial para ***Camila, Luciana Katty, Tathy, Helena, Letícia, Luana, Neide, Karen, Lilyan, André, Fernando e Lucas***. Obrigado por vocês estarem no meu caminho... Obrigado pela ajuda, pelos conselhos, e pela amizade sincera. Espero que possamos nos encontrar novamente no futuro para podermos compartilhar o que aprendemos juntos.

Ao ***técnico Antônio*** pela amizade e por sempre me ensinar a lidar com todos aqueles equipamentos que ele conhece como ninguém.

A ***todos os professores do Departamento*** por sempre nos apoiar e por estarem dispostos a ajudar quando precisamos.

A ***CAPES*** pela bolsa de doutorado e de doutorado sanduíche e por me permitir fazer o estágio nos Estados Unidos realizando mais esta conquista na minha vida.

A ***Universidade de São Paulo*** por ter me dado a oportunidade de estudar numa universidade de prestígio internacional.

A ***Universidade do Texas Health Science Center – Dental School – Cariology Laboratory*** pela oportunidade de ter estagiado em suas instalações.

Walking means occasionally stumbling, falling from time to time, but it also means having a goal, be able to move on and break down barriers.”

RESUMO

Martins EA. Avaliação *in vitro* de danos causados ao esmalte usando modelo biomecânico para simular lesões não cariosas [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2012. Versão Corrigida.

OBJETIVO: A etiologia das LNC's é complexa e não está totalmente esclarecida e parecem influir e interagir na sua formação fatores tão diversos como a concentração de tensões, a presença de ácidos de diversas origens e mecanismos tribológicos variados. O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar se há diferenças na influência da tensão de tração, de compressão e da escovação na profundidade da lesão, microdureza e rugosidade do esmalte bovino submetido a desafio ácido. (O trabalho constituiu-se da avaliação dos danos ao esmalte bovino submetido a um desafio ácido erosivo e desafio abrasivo) com carregamento mecânico simultâneo. MÉTODOS: Foram avaliados 48 palitos contendo esmalte e dentina, com dimensões de (2,7 x 2,7 x 16 mm). O esmalte dos palitos foi planificado com lixas de granulação 600 e 800 e depois posteriormente polidos com lixas de granulação 1000, 1200, 2400 e 4000. Foi confeccionado um entalhe transversal de 1,5 mm de diâmetro na dentina, deixando um "pescoço" de 1,7 mm de esmalte e dentina. Toda a superfície do palito, exceto uma janela de 4 mm na vestibular do esmalte (na região de maior concentração de tensão), recebeu uma camada que protegia frente ao desafio ácido. Os palitos foram fixados em uma de suas extremidades e divididos em 2 grupos (n=24): submetidos a uma carga contínua (650 gf) à flexão na outra extremidade (sendo que 12 deles com o entalhe voltado para cima — compressão — e 12 com o entalhe para baixo — tração) e outro grupo de palitos descarregados (n=24). Com esta divisão, todos os palitos sofreram o primeiro desafio ácido (2 horas em 400 ml de solução de ácido cítrico tamponado, ajustado ao pH 3,75, a 37° C) e, a seguir, foram mensurados (degrau e rugosidade com o perfilômetro, além de microdureza). Depois, cada grupo foi subdividido em dois com igual número (n=6 para os carregados, e n=12 para os sem carregamento): um grupo recebeu escovação com dentifrício e outro com água, foram novamente protegidos e foram expostos ao segundo desafio ácido (com ou sem carregamento). Após nova medição (degrau e rugosidade com o perfilômetro, além de microdureza) e re-proteção, foram submetidos ao terceiro desafio ácido e novamente mensurados. Um grupo extra de

24 palitos foi destinado à avaliação por microscopia de luz polarizada, dividido em três subgrupos (n=8): sem carga, submetidos à tração e submetidos à compressão e desafio ácido por 2 horas. RESULTADOS: em todos os estágios houve aumento na profundidade da lesão (dependendo do grupo, variou de 1,9 µm no primeiro estágio a 7,9 µm no último a 4,5 µm no primeiro estágio a 19,2 µm no último). A tensão de tração produziu profundidade de lesão (segundo estágio: 16,2 µm; último estágio: 19,2 µm) significativamente maior que a de compressão (segundo estágio: 9,2 µm; último estágio: 13,4 µm) apenas do lado fixado no grupo de espécimes escovados com dentifrício. A rugosidade foi maior na área exposta (Ra variando de 0,36 a 0,55) que na protegida (Ra variando de 0,13 a 0,28), mas nenhuma das tensões influiu significativamente em nenhuma das duas. Em todos os casos constatou-se diminuição significativa da rugosidade no segundo estágio (da ordem de 0,8 unidades de Ra para áreas protegidas e 0,16 para as expostas), atribuível à escovação, tanto com dentifrício quanto com água. A tensão não provocou diferenças significantes na microdureza em nenhum dos grupos, mas a escovação com dentifrício, no segundo estágio, produziu microdureza significativamente maior, tanto nas áreas protegidas (410 KNH) quanto nas expostas (140 KNH) quando comparadas com os respectivos primeiros estágios (318 KHN e 60 KHN, respectivamente). CONCLUSÃO: o efeito da tensão sobre a profundidade da lesão depende da presença de outros fatores, pois nos espécimes escovados com água, a tensão não provocou efeito estatisticamente significante na profundidade da lesão, nem do lado do entalhe nem do lado fixado. Apenas nos palitos escovados com dentifrício e do lado da fixação foi possível constatar aumento significante da profundidade da lesão (no segundo e terceiro estágios) da tração em relação à compressão, sendo que os sem tensão tiveram profundidade intermediária. A tensão de tração levou ao aparecimento de micro-trincas detectáveis pela microscopia de luz polarizada. Já em relação à microdureza, a tensão não provocou diferenças significantes em nenhum caso, mas apenas a escovação com dentifrício pode ser responsabilizada por aumento da dureza. A rugosidade na área exposta foi bem maior que na protegida, mas a tensão não influiu significativamente. A escovação (com água ou com dentifrício) diminuiu a rugosidade no segundo estágio. No segundo estágio, a rugosidade diminui nas áreas expostas e protegidas e a microdureza aumenta nos grupos escovados com dentifrício nas áreas expostas e protegidas.

Palavras-Chave: Lesões cervicais não cariosas. Biomecânica. pH crítico. Tensão. Tribologia.

Martins EA. *In vitro* evaluation of damage to the dental enamel using a biomechanical model to simulate non-carious lesions [thesis]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP São Paulo; 2012. Versão Corrigida.

ABSTRACT

OBJECTIVE: The etiology of LNC's is complex and not fully understood and seem to influence and interact in their formation diverse factors as stress concentration, the presence of acids of various origins and various tribological mechanisms. The purpose of this in vitro study was to evaluate whether there are differences in the influence of tensile stress, compression stress and brushing on the lesion's depth, hardness and roughness of bovine enamel subjected to acid challenge. The work consisted of assessing damage to bovine enamel subjected to an erosive acid challenge (and abrasive) with simultaneous mechanical loading. METHODS: The work consisted of assessing the mineral loss in enamel subjected to an erosive acid challenge and biomechanical loading. We evaluated 48 sticks containing enamel and dentin, with dimensions (2.7 x 2.7 x 16 mm). These sticks were planned with sandpapers with granulation 600 and 800 and after subsequently polished with sandpaper granulation 1000, 1200, 2400 and 4000. A transverse notch of 1,5 mm diameter was made on dentin leaving a ''neck'' of 1,7mm of enamel and dentin. The entire surface of the specimen, except for a window of 4 mm on the buccal enamel (the region of highest stress concentration), received a protection against the acid challenge. The specimens were fixed at one end and divided into two groups (n = 24): subjected to a continuous bending load (650 gf) applied to the other end (where 12 of them were fixed with the notch facing up - compression - and 12 with the notch down - tensile) and another group of specimens unloaded (n = 24). With this division, all specimens suffered the first acid challenge (2 hours in 400 ml of buffered citric acid solution, adjusted to pH 3.75 at 37 ° C) and, then, were measured (lesion depth and surface roughness with profilometer, and also micro hardness). Then each group was subdivided into two with the same number (n = 6 for loaded ones and n=12 for unloaded ones): A group received brushing with toothpaste and other just with water, then they were protected again and exposed to the second acid challenge (with load or without load). After remeasurement (lesion depth and roughness with profilometer, and micro hardness) and re-protection, the specimens were subjected to the third acid challenge and again measured. An extra set of 24 sticks was used for the

evaluation by polarized light microscopy, divided into three subgroups (n = 8) without load, subjected to tension and under compression. RESULTS: In all stages the lesion depth have increased:(depending of the group, ranged from 1.9 µm in the first stage to 7.9 µm in the last stage and 4.5 µm in the first stage to 19.2 µm in the last stage). The tensile stress produced lesion depth (second stage: 16.2 mm; last stage: 19.2 mm) significantly higher than the compression (the second stage: 9.2 mm; last stage: 13.4 mm) only in the fixed side in the group of specimens brushed with toothpaste. The roughness was higher in the exposed area (Ra ranging from 0.36 to 0.55) than in the protected one (Ra varying from 0.13 to 0.28), but the stress was not significantly correlated in either. In all cases it was observed a significant reduction in roughness in the second stage (about 0.8 units of Ra for the protected areas to 0.16 for the exposed), attributable to brushing with toothpaste as well with water. The stress did not cause significant differences in the micro hardness in either group, but brushing with toothpaste, in the second stage, produced significantly higher micro hardness in, both areas, protected areas (410 KNH) and the exposed (140 KNH) when compared with their early stages (318 KHN and 60 KHN, respectively). CONCLUSION: The effect of stress on the lesion depth depends of the presence of other factors; therefore the specimens brushed with water, the stress caused no statistically significant effect on lesion depth neither in the fixed nor in the notch side. Just in the specimens brushed with toothpaste in the side of fixation was possible to observe a significant increase of the lesion depth (in the second and third stages) of the tensile stress in relation to the compression, whereas the specimens not submitted to stress presented intermediate lesion depth values. The tensile stress led to the emergence of micro-cracks detectable by polarized light microscopy. Regarding to the micro hardness, the stress did not cause significant differences in any case but only brushing with toothpaste may be responsible for increased hardness. The roughness in the exposed area was much higher than in the protected, but the stress was not significantly correlated. Brushing with water or toothpaste reduces the roughness in the second stage for the specimens brushed with toothpaste. In the second stage, the roughness decreases in the exposed and protected areas and the micro hardness increases in the groups brushed with toothpaste in the exposed and protected areas.
Keywords: Non-carious cervical lesions. Biomechanics. Critical pH. Stress. Tribology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2. 1 - Esquema ilustrativo do mecanismo de formação das lesões cervicais por abfração (24) 26

Figura 4.1 - Geometria do palito simulado por elementos finitos (dimensões em mm) e local da fixação. O carregamento no sentido "T" provocaria tensão predominante de tração na região desprotegida da superfície do esmalte (localizada na região em vermelho). O carregamento no sentido "C" provoca de compressão; para esses casos deve se levar em consideração que o entalhe ficava numa posição invertida em relação à mostrada na figura, sem inverter as regiões de fixação 44

Figura 4.2 - Resposta do modelo de elementos finitos que submeteu o esmalte à tração (carregamento "T" da Figura 4.1). A — Faixas de tensão máxima principal (valores positivos indicam tração); B — Direção dos vetores da máxima principal; C — Faixas de tensão mínima principal (valores negativos indicam compressão) 45

Figura 4.3 - Respostas do modelo de elementos finitos que submeteu o esmalte compressão (carregamento na direção "C" da Figura 4.1): A — Faixas de tensão máxima principal (valores positivos indicam tração); B — Direção dos vetores da máxima principal; C — Faixas de tensão mínima principal (valores negativos indicam compressão) 46

Figura 4.4 - Sequência de cortes aplicados para confecção dos palitos dentais 48

Figura 4.5 - Palitos já cortados e fixados ao dispositivo (no detalhe) para serem planificados e polidos na politriz 48

Figura 4.6 - Imagem do dispositivo utilizado para confecção do entalhe na dentina: A – Vista geral; B – Detalhe da mesa de apoio do palito 49

Figura 4.7 - Dispositivo utilizado para realização dos ensaios: A—Vista geral; B – Detalhe do interior da cuba e um palito sendo carregado 50

Figura 4.8 - Máquina de escovação 52

Figura 4.9 Delineamento experimental 53

Figura 4.10- Perfilômetro óptico - Proscan 2000 55

Figura 4.11 - Tela do perfilômetro para análise da profundidade de lesão 56

. Figura 4.12 - Imagem de tela do programa utilizado para o cálculo da profundidade da lesão apresentando a análise do lado onde o palito foi fixado (esquerdo) 56
Figura 4.13 - Imagem de tela do programa utilizado para o cálculo da profundidade da lesão apresentando a análise do lado onde o palito foi carregado (direito) 57
Figura 4.14 Tela com perfil de rugosidade da área sadia 58
Figura 4.15 Tela com o perfil de rugosidade da área erodida 58
Figura 4.16 — Apresenta uma amostra sendo cortada numa máquina de corte a fio e o aspecto da lamela após o corte 60
Gráfico 5.1 - Interação Estágio x Tensão para o grupo (PLfD) 64
Gráfico 5.2 - Interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfD) 65
Gráfico 5.3 - Interação Estágio X Tensão para o grupo (PLeD) 67
Gráfico 5.4 - Interação Estágio x Tensão para o grupo PLeA 68
Gráfico 5.5 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade – espécimes protegidos escovados com dentifrício 70
Gráfico 5.6 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo RpD 70
Gráfico 5.7 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo RpD 71
Gráfico 5.8 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade – espécimes protegidos escovados com água 72
Gráfico 5.9 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (RpA) 72
Gráfico 5.10 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo (RpA) 73
Gráfico 5.11 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade (área erodida) – espécimes escovados com dentifrício 75
Gráfico 5.12 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (ReD) 75
Gráfico 5.13 - Fator estágio em relação à rugosidade para o grupo (ReD) 76
Gráfico 5.14 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade (área erodida) – espécimes escovados com água 77
Gráfico 5.15 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (ReA) 77
Gráfico 5.16 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo (ReA) 78
Gráfico 5.17 - Estágios da microdureza do espécime (área protegida) escovado com dentifrício (MpD) 79
Gráfico 5.18 - Interação Tensão x Estágio em relação à microdureza do grupo (MpD) 80

Gráfico 5.19 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza do grupo (MpD) 80
Gráfico 5.20 - Interação Estágio x Tensão em relação à microdureza para o grupo MpA.....81
Gráfico 5.21 - Fator Estágio em relação à microdureza para o grupo MpA....82
Gráfico 5.22 - Fator Estágio em relação à microdureza para o grupo MeD....83
Gráfico 5.23 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza para o grupo MeD.....84
Gráfico 5.24 - Estágios da microdureza do espécime (área exposta) escovado com água para o grupo MeA 85
Gráfico 5.25 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza para o grupo MeA.....85
Figura 5.1-Espécime sem carregamento. A-E: imagens sequenciais em 40X. F - área representativa em 100X, evidenciando normalidade 87
Figura 5.2 - Espécimes carregados por compressão analisados por microscopia por luz polarizada. . A-F: imagens sequenciais em 40X. F - área representativa em 100X, evidenciando normalidade.....88
Figura 5.3 - Espécimes carregados por tração analisados por microscopia por luz polarizada. A-F: imagens sequenciais em 40X. G - área representativa em 100X, evidenciando linhas de fratura O círculo vermelho aponta para duas fraturas, uma das quais não parece conectar-se com a superfície e é mais estreita 89

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1: Análise de variância da profundidade da lesão, do lado fixado, espécime escovado com dentifrício (PLfD) 63
Tabela 5.2 -Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfD).....64
Tabela 5.3 - Análise de variância da profundidade da lesão, do lado fixado, espécime escovado com água (PLfA). 65
Tabela 5.4 Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfA). 65
Tabela 5.5 - Análise de variância da profundidade da lesão, do lado do entalhe, espécime escovado com dentifrício (PLeD) 66
Tabela 5.6 -Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLeD).....66
Tabela -5.7 - Análise de variância da profundidade da lesão (PLeA).....67
Tabela 5.8 - Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLeA).....67
Tabela 5.9 - Análise de variância da rugosidade (RpD) 69
Tabela 5.10 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo RpD 69
Tabela 5.11 Tabela de análise de variância da rugosidade para o grupo (RpA).....71
Tabela 5.12 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (RpA).....71
Tabela 5.13 - Análise de variância da rugosidade para o grupo (ReD).....74
Tabela 5.14 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (ReD).....74
Tabela 5.15 - Análise de variância da rugosidade para o grupo (ReA) 76
Tabela 5.16 -Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (ReA).....76
Tabela 5.17 - Análise de variância para microdureza do grupo (MpD) 78
Tabela 5.18 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MpD) 79
Tabela 5.19 Análise de variância para microdureza do grupo (MpA).....81

Tabela 5.20 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MpA).....81
Tabela 5.21 - Análise de variância para microdureza do grupo (MeD) 82
Tabela 5.22 -Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MeD) 83
Tabela 5.23 - Análise de variância para microdureza do grupo (MeA).....84
Tabela 5.24 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MeA).....84

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

1,2,3	Estágios: 1: primeiro, 2: segundo, 3: terceiro.
2a	Segundo estágio, escovado com água
2d	Segundo estágio, escovado com dentifrício
3a	Terceiro estágio, escovado com água
3d	Terceiro estágio, escovado com dentifrício
3D	Tridimensional
AEF	Análise por Elementos Finitos
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
GPa	Giga-Pascal
JCE	Junção cemento-esmalte
JED	Junção esmalte-dentina
LCN	Lesão cervical não cariosa
LCN's	Lesões cervicais não cariosas
MeA	Microdureza, área exposta, escovado com água
MeD	Microdureza, área exposta, escovado com dentifrício
MEF	Método dos Elementos Finitos
MpA	Microdureza, área protegida, escovado com água
MpD	Microdureza, área protegida, escovado com dentifrício
NCCL's	Non-carious cervical lesions
PLeA	Profundidade da lesão, área exposta, escovado com água
PLeD	Profundidade da lesão, área exposta, escovado com dentifrício
PLfA	Profundidade da lesão, fixado, escovado com água
PLfD	Profundidade da lesão, fixado, escovado com dentifrício
PLM	Microscopia por luz polarizada

PROSCAN 2000	Perfilômetro óptico 3D sem contato
Ra	Unidade de rugosidade
Re	Rugosidade área exposta
Rp	Rugosidade área protegida
RDA	Abrasividade relativa da dentina
REA	Abrasividade relativa do esmalte
ReA	Rugosidade, área exposta, escovado com água
ReD	Rugosidade, área exposta, escovado com dentifrício
RpA	Rugosidade, área protegida, escovado com água
RpD	Rugosidade, área protegida, escovado com dentifrício
UTHSCSA	University of Texas Health Science Center at San Antonio

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 22
2 REVISÃO DE LITERATURA 24
2.1 HISTÓRICO 24
2.2 TERMINOLOGIA ODONTOLÓGICA VERSUS TRIBOLOGIA 30
2.2.1 Atrito 30
2.2.2 Lubrificação 31
2.2.3 Mecanismos de desgaste 31
2.3 AS HIPÓTESES ETIOLÓGICAS 35
3 PROPOSIÇÃO 42
4 MATERIAIS E MÉTODOS 43
4.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS 43
4.2 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES 47
4.3 DISPOSITIVO PARA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS 49
4.4 MÁQUINA DE ESCOVAÇÃO 51
4.5 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL 52
4.6 AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DOS ENSAIOS QUÍMICOS E BIOMECÂNICOS 54
4.6.1 Perfilometria óptica 3D sem contato 54
4.6.2 Microdureza 59
4.6.3 Microscopia de luz polarizada 59
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA 61
5 RESULTADOS 63
5.1 PROFUNDIDADE DA LESÃO 63
5.1.1 Lado fixado (engastado) 63
5.1.2 Lado do entalhe 66
5.2 RUGOSIDADE 68
5.2.1 Superfície protegida 69
5.2.2 Superfície exposta (corroída) 74
5.3 MICRODUREZA 78
5.3.1 Superfície protegida: 78
5.3.2 Superfície exposta 82
5.4 MICROSCOPIA DE LUZ POLARIZADA 86

5.4.1 Espécimes sem carregamento 86
5.4.2 Espécimes submetidos a carregamento por compressão 87
5.4.3 Espécimes submetidos a carregamento por tração 88
6 DISCUSSÃO 90
6.1 MÉTODO 90
6.2 PROFUNDIDADE DA LESÃO 91
6.3 RUGOSIDADE 94
6.4 MICRODUREZA 96
6.5 MICROSCOPIA DE LUZ POLARIZADA 97
7 CONCLUSÕES 100
REFERÊNCIAS 102

1 INTRODUÇÃO

A perda patológica de tecidos dentais mineralizados ocorre normalmente pelo processo multifatorial de cárie, devido a uma ação conjunta do biofilme, os açúcares e o tempo em que este biofilme permanece sobre os tecidos suscetíveis. O conhecimento dos fatores que determinam o aparecimento e progressão das lesões de cárie permitiu o desenvolvimento de meios preventivos e de controle da doença nas últimas décadas. Mas, se de um lado a cárie vai desaparecendo em muitos pacientes, é cada vez mais freqüente encontrar perdas importantes de tecidos mineralizados não associadas a processos de cárie. Nestes casos, a falta de relação com a doença cárie é evidente por não se encontrar biofilme associado nem uma camada de tecido amolecido na lesão dentinária. Trata-se das "lesões cervicais não cariosas" (LNC's), caracterizadas pela perda de tecido — esmalte e/ou dentina — sem a presença de cárie e atribuídas a uma origem multifatorial.

A etiologia das LNC's é complexa e não está totalmente esclarecida. Parecem influir e interagir fatores tão diversos como o acúmulo de tensões, a presença de ácidos de diversas origens e mecanismos tribológicos variados, o que leva a controvérsia nos modos de explicar o aparecimento de uma lesão determinada. Além do mais, parece que sob a denominação de "lesões não cariosas" encontra-se uma grande variedade de disfunções, semelhantes sob certos aspectos, porém, com diferentes etiologias. Temos ainda a dificuldade de se estabelecer um protocolo clínico para confirmar as causas principais de uma determinada LNC e recomendar o tratamento (1), uma vez que o que normalmente pode ser constatado seria como uma "fotografia" resultante de efeitos acumulados, sendo que algumas das causas podem não estar presentes no momento do exame. Também porque as perdas de substância ocorrem ao longo de períodos muito prolongados, sendo difícil assegurar que a causa presente no momento do exame tenha estado presente durante todo o período; ou que ela não venha a ter efeito danoso caso continue presente. Além do mais, a natureza multifatorial e a eventual sinergia e/ou antagonismo dos fatores que podem afetar o problema dificulta encontrar uma casuística grande de pacientes com situações semelhantes (2). As LNC's, apesar de apresentarem variabilidade de aparência clínica, possuem semelhanças que dificultam o diagnóstico diferencial (3). Por estes motivos, estudou-se este tema utilizando-se de ensaios laboratoriais, com

a finalidade de tentar isolar o efeito e o mecanismo de ação de um número limitado de variáveis, bem controladas ou, pelo menos, bem mais controladas que na clínica. Este estudo *in vitro a*valiou a influência da tensão de tração e de compressão sobre o dano provocado ao esmalte bovino submetido a desafio ácido, como parte de um modelo que simulou a formação de alguns tipos de lesões não cariosas através de ensaios biomecânicos laboratoriais.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 HISTÓRICO

As lesões cervicais não cariosas são menos prevalentes que as cariosas, mas são patologias que parecem ter existido sempre, pois foram encontradas em indivíduos de populações arqueológicas do período Neolítico e populações mais recentes. Num estudo foram avaliados 94 crânios de indivíduos originários de cinco áreas arqueológicas distintas para verificar evidências de lesões cervicais e sua prevalência. Enquanto a prevalência de lesões cervicais cariosas variou de 0 a 65%, as cervicais não cariosas só foram encontradas numa das populações (26%) (4). Neste estudo não foi encontrada nenhuma associação causal que permitisse estabelecer a etiologia das lesões, mas os autores chamam a atenção de que nenhuma das populações tinha acesso a ferramentas de higiene oral que conhecemos hoje.

Em 1907, Miller (5) levantava a hipótese de que a provável causa de aparecimento destas lesões seria os ácidos fracos, ou os pós abrasivos grosseiros, ou ambos, auxiliados pela escovação. Em 1908, também Black (6) discutia a problemática das lesões chamadas por ele de “erosões”, e afirmou que as informações sobre este problema estavam longe de ser compreendidas e que poderia decorrer muito tempo até sua investigação dar resultados satisfatórios. Em 1914 afirmou que embora "em alguns casos parecesse que a escovação fosse responsável pela lesão próxima à margem gengival, em outros casos existiam lesões muito parecidas em que a escovação certamente não tinha sido usada, o que demonstraria que a lesão não tinha sido produzida pela escovação exagerada", mas não aponta um possível fator etiológico (7-17).

Em 1932 Kornfeld (18) relatou que em todos os casos que tinha observado de corrosão cervical existiam facetas de desgaste na superfície triturante do dente em questão, e que a corrosão tendia a se localizar na região oposta à faceta de

desgaste. Outros autores garantiam que estes desgastes eram causados por ácidos e denominaram as lesões de erosão (17, 19-23).

Em 1984 Lee e Eakle (24) afirmaram que as lesões cervicais causadas por abfração são geralmente confundidas com erosões causadas por ácidos ou abrasões causadas por escovação. Entretanto, segundo eles, é muito difícil compreender como estes agentes etiológicos poderiam acometer um dente e não acometer os seus vizinhos, fazendo com que aparecessem lesões isoladas. Afirmaram também que as lesões em forma de cunha indicariam que a carga oclusal seria o principal fator etiológico, enquanto que os demais fatores locais desempenhariam um papel secundário. Explicam que, quando a oclusão é ideal, as forças mastigatórias são direcionadas seguindo o longo eixo do dente, mas quando a oclusão não é ideal, as forças laterais geradas durante os esforços oclusais levam à flexão do dente, produzem compressão no lado para o qual o dente está sendo flexionado e tração no lado oposto. Tanto o esmalte como a dentina apresenta alta resistência à compressão, não gerando danos a estas estruturas. Mas a capacidade das estruturas dentárias suportarem tração é limitada, causando ruptura das ligações químicas entre os cristalitos de hidroxiapatita. Assim, conforme vão ocorrendo rupturas das ligações "entre as estruturas cristalinas do esmalte e dentina" (no seu desenho — ver Figura 2. 1— parece indicar que a ruptura ocorreria entre prismas do esmalte; mas não aponta entre que estruturas da dentina ocorreria a ruptura), moléculas de água vão penetrando entre os espaços formados, e não permitem uma nova união química entre elas quando a tensão cessa. Com a recorrência das forças de tração ao longo do tempo, as rupturas podem propagar e a estrutura cristalina vai se tornando cada vez mais suscetível à dissolução química pelos ácidos presentes nos fluidos bucais e também pode ser mais facilmente afetada pela escovação.

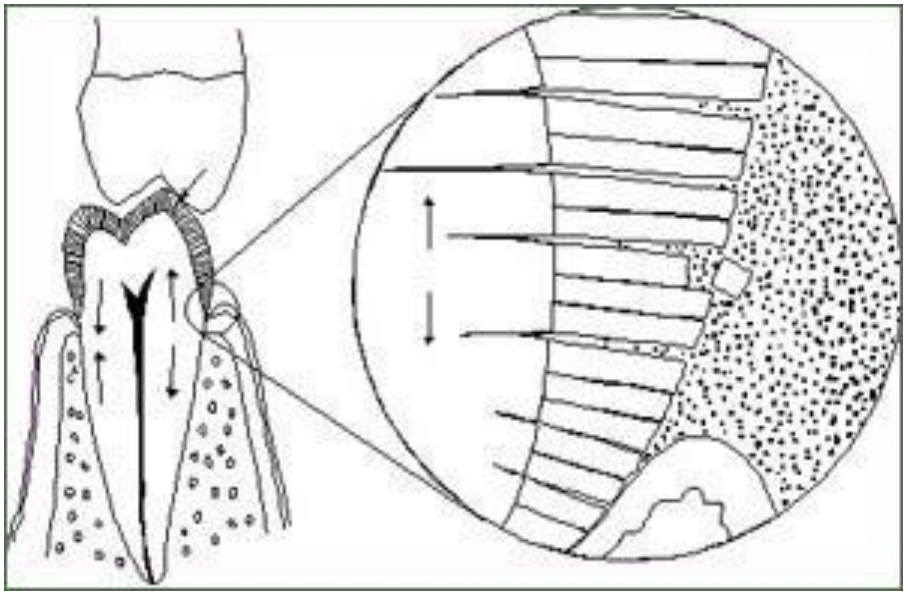


Figura 2. 1 - Esquema ilustrativo do mecanismo de formação das lesões cervicais por abfração (24)

A concentração de tensões resultantes de forças de carregamento oclusal pode ocorrem em várias regiões nos dentes durante o contato inter-oclusal (25) e foram publicados vários artigos relacionados à deformação, concentração de tensões bem como a perda de substância dental resultante do carregamento de forças (26-30).

Em 1991, Grippo (31) propôs uma classificação das lesões dos tecidos duros do dente em quatro categorias: 1- Atrição: resultado do contato fisiológico dente/dente na mastigação ou nos contatos interproximais; 2- Abrasão: desgaste patológico por fricção mecânica, como por exemplo, escovação excessiva, hábitos parafuncionais como segurar pregos com os dentes ou bruxismo (note-se que o autor inclui casos de contato dente-dente como o bruxismo, o que leva à conclusão de que, para ele, a diferença entre atrição e abrasão seria devida apenas à diferença fisiológico-patológico);

3- Erosão: dissolução química das estruturas dentais por substâncias ácidas de origem intrínseca ou extrínseca, como por exemplo, ácido gástrico ou dietas ácidas;

4- Abfração: perda patológica da estrutura dental causada por carregamento biomecânico que produz flexão do dente levando à fadiga do esmalte e dentina em um ponto distante do carregamento. Diferenciou cinco tipos de abfração em esmalte (traços de trincas, estrias, em forma de pires, em forma semilunar e invaginação de ponta de cúspide, que, pela sua definição não seria propriamente uma abfração) e

dez em dentina (gengival, circunferencial, múltipla, subgengival, lingual, interproximal, alternada, angular, na margem de coroas e na margem de restaurações). Já em 2010 o próprio Grippo (32) corrigiu parcialmente esta classificação admitindo que a atrição seria resultante de contato entre dentes, mesmo em condições não fisiológicas; já a erosão passa a ser definida como a perda devida a uma ação mecânica de um fluido ou um fluido multicomponente ou partículas sólidas carregadas por um fluido, e o que antes chamava de erosão passou a ser chamado de corrosão (dissolução química) (33). Foram também publicados outros estudos que demonstravam o efeito da tensão combinado com ácidos na formação das lesões não cariosas(34, 35).

Estudos *in vitro* e *in situ* têm demonstrado que pode ser esperada perda substancial de tecido dental duro quando a corrosão do esmalte ou dentina é seguida por escovação (36) (37-39). Várias estratégias têm sido descritas para reduzir o desgaste devido à corrosão e uma delas é minimizar influências abrasivas, com o emprego de dentifrícios de menor poder de desgaste (40-42). A abrasividade da formulação é comumente descrita em termos de Abrasividade Relativa do Esmalte (REA) e Abrasividade Relativa da Dentina (RDA) (43).

A combinação de corrosão dental e abrasão por escovação têm sido reconhecidas como uma causa potencial do desgaste dental, levando ao desenvolvimento de lesões erosivo-abrasivas (38).

Existem vários parâmetros para descrever e medir a rugosidade superficial. Sabe-se que a real geometria da superfície é muito complexa, que somente uma representação com múltiplos parâmetros promoveria uma avaliação exata e total descrição da superfície e o parâmetro mais comum para medir a rugosidade é o (Ra) [Roughness average (µm)] (44) e valores de Ra referem-se a medidas de variação do relevo (irregularidades) de uma superfície. Na presença de ácidos, a hidroxiapatita é substituída por íons carbonato e esta substituição leva ao enfraquecimento estrutural do esmalte cristalino, levando ao aumento da susceptibilidade aos ácidos (45). Além disso, o esmalte é um material poroso com relatos de tamanho de poros da ordem de 0,15 – 6,0 nm permitindo a difusão de íons H^+ para dentro da sua estrutura e a fuga de íons minerais dissolvidos. Histologicamente, a dentina apresenta túbulos arredondados contendo fluido e estes túbulos são rodeados por uma dentina altamente mineralizada (peritubular) e por uma matriz de dentina intertubular composta principalmente de colágeno tipo I com

cristais de hidroxiapatita. A dentina tem um menor teor de mineral e maior teor de carbonato que o esmalte, resultando, numa maior susceptibilidade à dissolução ácida. Kelly e Smith (36) concluíram que a corrosão produz seis vezes mais remoção de estrutura dental que a abrasão isoladamente. No entanto, a combinação desses fatores tem como resultado não a soma das remoções, mas sim o produto delas.

Grippo et al (46), no seu artigo mais recente, apresentam claramente os fatores etiológicos essenciais no desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas. Ele fornece uma excelente revisão dos vários fatores relacionados ao aparecimento e desenvolvimento das LNC's. Apresenta também inúmeros trabalhos de cientistas que ao longo dos anos, têm contribuído para a definição destas lesões. O artigo apresenta a natureza multifatorial da formação das lesões não cariosas com ênfase nos três principais fatores: tensão, fricção, biocorrosão, e como eles interagem. Como esta atividade se passa no ambiente complexo da cavidade oral, os fatores que modificam os efeitos dos três fatores principais também são discutidos: a morfologia e posição do dente na arcada; amortecimento fornecido ao dente pelo ligamento periodontal; fatores oclusais e efeitos salivares.

A corrosão é discutida, e leva em consideração não apenas ácidos, mas também enzimas proteolíticas e os efeitos piezelétricos. Ele argumenta em relação à necessidade de corrigir nomenclaturas, principalmente para remover o termo "erosão" que tem sido usado incorretamente no âmbito da literatura odontológica há décadas e substituí-lo por corrosão porque este é um termo mais preciso, englobando ação endógena e exógena dos ácidos, proteólise e também a ação eletroquímica sobre os tecidos dentais. .

Grippo refere-se também à terminologia abfração que durante algum tempo foi utilizada para generalizar todas as lesões não cariosas como se fossem provenientes de uma única etiologia. O termo abfração representa o mecanismo de tensões como responsável pelas perdas de substância nas áreas onde há concentração de tensão e explica que devido à interação complexa entre diferentes mecanismos (corrosão causando degradação química; tensões manifestadas pela abfração e fricção por escovação/abrasão por dentifrício) é incorreto atribuir a todas as lesões não cariosas como sendo causadas por um único mecanismo (abfração). Diz também que medidas preventivas podem ser implementadas para evitar novas lesões e impedir a progressão de lesões existentes (46). A fim de conseguir um diagnóstico diferencial mais preciso das lesões não cariosas, antes de apontar um

diagnóstico único, o clínico deve buscar o histórico médico e dentário completo,deve examinar a oclusão, avaliar a dieta e prática de higiene oral do paciente. Em relação à saliva, à capacidade tampão, à taxa do fluxo salivar, ao pH, viscosidade, bem como as diferenças entre a saliva produzida nas regiões lingual e vestibular, estes são fatores modificadores importantes na gênese das lesões não cariosas. Ele também refere ao posicionamento dos dentes na arcada, que devem ser considerado na formação das lesões não cariosas. Grippo também apresenta um esquema de mecanismos patodinâmicos que podem ocorrer na superfície dos dentes, proporcionando uma abordagem prática e conveniente para determinar a etiologia e classificar as lesões cervicais não cariosas. Por fim sugere que são necessários novos estudos relacionados à corrosão sob tensão (cíclica e estática) bem como o efeito piezelétrico sobre a dentina na etiologia das lesões não cariosas (46). Pecie apresenta uma abordagem preventiva para o gerenciamento das lesões cervicais não cariosas apontando que as restaurações das lesões mais avançadas podem ser planejadas com desenhos cavitários e materiais restauradores selecionados levando em consideração os fatores que levaram à falha destas restaurações (47).

Quando a perda de substância causada pelo desgaste erosivo (corrosivo) atinge um determinado nível, a reabilitação oral se torna necessário. Existem diferentes razões para o tratamento restaurador: 1 - a integridade do dente está ameaçada, 2 - a dentina exposta é hipersensível, 3 - O defeito corrosivo é esteticamente inaceitável para o paciente; 4 - exposição pulpar é provável que ocorra e 5 - desconforto devido ao tamanho da lesão e acúmulo de alimento. Dependendo do grau de desgaste do dente, o tratamento restaurador pode variar desde restauração adesiva com compósito ou ionômero de vidro em algumas áreas isoladas de corrosão dentária, com coroas protéticas, facetas de porcelana, prótese fixa, ou mesmo a completa reconstrução em casos de danos severos do esmalte dentário. Não importa qual a estratégia irá ser aplicada, somente um princípio-chave deve ser obedecido: a seleção da intervenção menos invasiva. O tratamento restaurador inicial deve ser pautado na conservação e uso de materiais adesivos. Cabe ressaltar que procedimentos restauradores podem não garantir a eficácia pretendida com a reabilitação oral, mesmo que medidas preventivas sejam iniciadas. Vários estudos têm mostrado que, sob condições ácidas, todos os materiais dentários restauradores podem apresentar degradação (rugosidade da superfície, a

diminuição de dureza da superfície, a perda de substância) (48). No entanto, os materiais cerâmicos e compósitos parecem exibir durabilidade substancial (49-53).

2.2 TERMINOLOGIA ODONTOLÓGICA VERSUS TRIBOLOGIA

A introdução de conceitos tribológicos (5) (54) (55) (56) (57) permitiu definir com mais exatidão os supostos fatores relacionados ao aparecimento das lesões não cariosas (58, 59). Como as LNC’s se caracterizam sempre por um desgaste, é preciso primeiramente compreender aspectos básicos da "tribologia" (a ciência que estuda a interação entre superfícies em movimento relativo no que se refere à capacidade de produzir desgaste):

2.2.1 Atrito

O fenômeno do atrito pode ser definido como uma força natural que atua apenas quando um objeto está em contato mecânico com outro. Para que ele exista, deve haver movimento relativo entre os corpos em contato (atrito cinético), ou pelo menos a tendência de um se mover em relação ao outro (atrito estático) graças à ação de outra força externa aplicada a um deles. A força de atrito é sempre paralela às superfícies em interação e é causada pela oposição que uma das superfícies oferece ao movimento relativo da outra. Apesar de ser sempre paralela às superfícies em interação, a força de atrito depende da força normal à superfície: quanto maior a força normal, maior será o atrito. Os únicos fatores que afetam o atrito são o coeficiente de atrito e a força normal. Os fatores que influenciam o coeficiente de atrito são as irregularidades das superfícies, sua rigidez relativa e o tipo de interação molecular entre elas. Quanto menor a rugosidade e maior a dureza das superfícies, menor será o atrito existente entre elas (55).

Se, por um lado, o atrito é indesejável por estar na base de desgastes patológicos, também atua beneficamente em certas circunstâncias, como durante a escovação, quando o atrito entre a escova/dentifrício e o biofilme facilita sua remoção.

2.2.2 Lubrificação

A lubrificação é um componente tribológico essencial para que o desgaste seja minimizado através da diminuição do atrito. A película adquirida, filme biológico que reveste a superfície do dente, fornece uma interface lubrificante entre os dentes e permite a ocorrência normal dos movimentos funcionais (56).

2.2.3 Mecanismos de desgaste

É comum encontrar diversos termos para definir os mesmos mecanismos de desgaste, o que pode causar certa confusão de entendimento dos modos de desgaste para a proposição de uma solução.

Em Odontologia o termo “abrasão” é usado de modo genérico para se referir aos mecanismos de desgaste da estrutura dental resultante do atrito de outros materiais contra o dente. Já o termo “atrição” costuma ser reservado para o desgaste pelo atrito entre dentes (54) (60). No entanto, os tribologistas costumam distinguir cinco mecanismos de desgaste:

2.2.3.1 Abrasão de dois corpos

Ocorre quando as superfícies dos corpos são esfregadas diretamente uma contra a outra. Como a nível microscópico as superfícies não são lisas e apresentam asperezas, durante o movimento estas asperezas podem se fraturar ou deformar. O efeito cumulativo das perdas microscópicas manifesta-se como desgaste. Existe uma atrição fisiológica, que ocorre durante os movimentos de mastigação e resulta em uma pequena perda de estrutura (54). Na boca a abrasão de dois corpos ocorre predominantemente associada a hábitos parafuncionais e pode ocorrer também entre o dente e algum objeto que o paciente tenha o hábito de atritar diretamente com os dentes (por exemplo, a embocadura de um instrumento musical ou de um cachimbo). Embora não seja uma característica exclusiva deste tipo de desgaste, a abrasão de dois corpos resulta em superfícies de acoplamento.

2.2.3.2 Abrasão de três corpos

Neste caso, as superfícies são esfregadas entre si ao mesmo tempo em que há partículas abrasivas interpostas entre elas. As partículas são impulsionadas contra as superfícies e as cortam, riscam ou abrasionam. Na boca, este tipo de desgaste ocorre fisiologicamente durante a mastigação, quando as superfícies oclusais estão separadas pelo bolo alimentar, ou pelo movimento que esfrega língua, bochecha ou lábios sobre os dentes (54). Os tipos patológicos de abrasão de 3 corpos mais conhecidos na cavidade bucal são o causado pela escovação com dentifrício (muitas vezes apontada erroneamente) como a causa principal das perdas de estrutura dental (54) e a mastigação de alimentos abrasivos ou acidentalmente misturados com abrasivos como a areia de praia.

2.2.3.3 Desgaste por tensão (fadiga)

Esforços repetitivos por deslizamento ou rolamento causam deformações na superfície, que podem ser transferidas para a subsuperfície e causar ruptura das ligações intermoleculares levando a danos e trincas nesta zona subsuperficial. Eventualmente micro-fissuras formam-se nesta região e estas coalescem para a

superfície e provocando perda de fragmento, o que caracteriza desgaste por fadiga (57). As lesões de abfração, termo que provém de *ab* (distância) e *fractio* (quebra) (fratura à distância), referem-se à perda patológica de tecido duro em decorrência de forças aplicadas longe do local que sofre o dano. Forças mastigatórias com componentes horizontais causam flexão dentária e conseqüentes regiões superficiais concentradoras de tração e compressão em locais distantes do ponto da carga oclusal. Como as cargas são repetitivas, podem causar fadiga do esmalte e dentina o que leva ao aparecimento de micro-trincas superficiais que facilitam o desgaste.

É fácil compreender que a concentração de tensões e a fadiga apareçam quando da flexão do dente associado à má-oclusão e hábitos para-funcionais, especialmente em locais em que, pela anatomia normal, diminui a seção transversal do dente[a] (31, 54, 61). Apesar da contribuição do fator mecânico ser freqüentemente mencionada, ainda não existe uma prova definitiva da relação causa-efeito no aparecimento destas lesões e clinicamente ainda não há consenso sobre o diagnóstico (31, 61).

2.2.3.4 Desgaste químico (corrosão) e triboquímico

Toda vez que o pH atingir um valor crítico, a substância mineralizada do dente irá se dissolver[b:] se atuar exclusivamente o efeito químico do líquido, ele é capaz de remover tanta matéria da superfície que por si só produza desgaste (desgaste

---

[a] À medida que o desgaste ocorrer nestes casos, a seção transversal diminui, a concentração de tensão tenderá a ser maior e aumentará a possibilidade de ocorrer a abfração.

[b] O esmalte tem 95% de cristais de apatita e a dentina tem apenas 47%. O mineral do esmalte é a apatita $Ca_{10}(PO_4)_6 * (OH)_2$, constituída em peso por 37% de cálcio, 52% de fosfato e 3% de hidroxila. Na dentina, estes cristais são pobres em cálcio e ricos em carbonato (apatita carbonatada). As apatitas dentais resistem de forma diferente às mudanças de pH e cada uma tem seu pH crítico: a apatita carbonatada tem pH crítico 6,5; a hidroxiapatita tem pH crítico 5,5; tanto a fluorapatita (mineral presente principalmente na superfície do esmalte) quanto a apatita fluoretada têm pH crítico 4,5.Quando o pH da cavidade bucal atingir um valor menor que o pH crítico, a composição da saliva em Ca e PO_4 torna-se subsaturante (inferior) em relação ao produto de solubilidade do tipo de apatita presente. Com isso, a tendência físico-química será o esmalte perder Ca e PO_4 para o meio bucal, tentando alcançar um estado de equilíbrio em função do pH atingido.

químico). Mas pode acontecer que o material dissolvido deixe a superfície apenas mais porosa, ou que dissolva a subsuperfície, tornando (em qualquer destes dois casos) a superfície mecanicamente enfraquecida e mais suscetível aos desgastes abrasivos, o que possibilitaria uma interação sinérgica da corrosão com o atrito ou a abrasão de dois ou três corpos, que potencializa a perda de substância dos tecidos dentais: este é propriamente o desgaste triboquímico. Os ácidos não agem uniformemente sobre os dentes, mas sim com intensidade maior em regiões que se encontram sob tensão (34) ou quando a agitação do ácido na superfície é maior, ou quando a oferta de ácido é maior ou quando a "proteção" da superfície é menor (pela película adquirida, por exemplo) (54). No meio bucal os ácidos capazes de produzir lesões não cariosas podem ter proveniência extrínseca (medicamentos ou dietas) ou intrínseca (ácidos gástricos por refluxo) ao organismo. A ação dos ácidos pode ainda ser potencializada pela presença de substâncias com propriedades quelantes[c] que têm a propriedade de se ligar a íons metálicos, deslocando o equilíbrio da reação de dissolução. É importante entender que, como no meio bucal existem processos remineralizadores, o simples enfraquecimento superficial corrosivo sem a concomitância ou proximidade temporal do fator etiológico mecânico poderá não resultar em desgaste, pois existe a possibilidade de reverter a desmineralização causada pelo ácido (57) (62, 63) antes que atue o agente abrasivo. Ou seja: um curto período de dissolução corrosiva poderia vir a não produzir desgaste se fosse seguido imediatamente por um período remineralizador; mas, se antes do período remineralizador acontecer exposição à atrição ou abrasão, o dente poderá vir a ser efetivamente desgastado.

O termo erosão é aplicado com exatidão para se referir ao desgaste de materiais produzido exclusivamente por líquidos ou gases, entretanto, de modo geral, no meio odontológico, utiliza-se o termo erosão para se referir a desgastes dentais em que há alguma contribuição do mecanismo químico não ligado à cárie de origem bacteriana.

---

[c] Quelação vem da palavra grega chela que significa garra. As substâncias quelantes se ligam a certas classes de minerais e metais e, retirando-os da solução, deslocam o equilíbrio da reação de dissolução.

2.2.3.5 Erosão

O termo erosão já foi usado no âmbito odontológico para designar o desgaste de origem química (31, 63), mas atualmente é reservado pelos especialistas para designar desgastes por ação mecânica de um líquido (ou líquido que carregue algum particulado) sobre o sólido, tal como a tribologia ensina. Como este tipo de desgaste, na prática, não ocorre em odontologia, há quem diga que "o termo 'erosão' deveria ser apagado do léxico odontológico e substituído pelo 'corrosão' ou 'biocorrosão' para denotar a dissolução química do dente (32) (46).

2.2.3.6 Desgaste adesivo

Este desgaste ocorre quando há alta atração entre as superfícies como se ocorresse “solda fria” entre as asperezas. Com o movimento, estas “micro-soldas” fraturam, mas nem sempre no lugar exato em que tinham soldado. Embora este tipo de desgaste seja predominantemente associado a metais, pode vir a ocorrer entre duas superfícies de polimetilmetacrilato (57).

2.3 AS HIPÓTESES ETIOLÓGICAS

A etiologia das lesões não cariosas é controversa, mas existem evidências que apontam para uma etiologia multifatorial. As principais controvérsias relacionam-se ao uso de termos que, como foi mencionado anteriormente, em certo momento ainda não estavam bem definidos ou foram entendidos de modo diferente por pesquisadores diversos. Existem também denominações tão variadas como abrasão (5), corrosão (6) e atrição. (54) (60), utilizadas às vezes para se referir a um mesmo tipo de lesão. Há ainda o problema de que sob o nome de lesões não cariosas engloba-se um grande número de fenômenos diferentes que produzem lesões com alguma semelhança, mas com distintas causas e etiologias. Não se pode generalizar (como no caso da abfração) ou pretender unificar as causas de fenômenos tão

variados. Consequentemente é necessário começar dividindo e classificando diferentes tipos de lesões não cariosas para poder abordar aspectos etiológicos comuns e diferenciais. Outra dificuldade para determinar a etiologia é que as perdas de substância mineral ocorrem ao longo de períodos prolongados, sendo difícil assegurar que a causa presente no momento do exame tenha estado presente durante todo o período.

Os mecanismos que contribuem na formação das LNC's podem atuar individualmente ou através de combinações sinérgicas com outros mecanismos, agindo simultaneamente, seqüencialmente ou alternativamente, e levam à perda de tecidos minerais do dente das seguintes formas, segundo. Grippo et al (64):

Atrição-abfração: provocada pela tensão (desenvolvida quando há atrição pelo contato dente/dente como no bruxismo ou apertamento repetitivo);

Abrasão-abfração: perda de substância do dente causada por atrito de um material externo numa área em que, pela concentração de tensão devida ao carregamento, já tinham ocorrido microfraturas. A abrasão exacerba o efeito da abfração para produzir lesões em forma de cunha;

Corrosão-abfração: perda de substância mineral do dente devido a uma ação sinérgica de um agente corrosivo numa área que concentre tensão seja estática ou cíclica;

Atrição-corrosão: perda de substância mineral do dente devido à ação do agente corrosivo numa área em que ocorre desgaste pelo contato dente/dente. Conduz à perda de dimensão vertical, especialmente em pacientes que apresentam refluxo gástrico;

Abrasão-corrosão: ocorre devido à ação sinérgica de corrosão e abrasão causada por um agente externo, como na escovação de uma superfície enfraquecida e desmineralizada pela ação do agente corrosivo. Pode ocorrer nas superfícies vestibulares ou nas oclusais em que não houver contato com o antagonista. Se estivesse presente apenas a atrição ou apenas a abrasão (sem a corrosão), seriam formadas grandes facetas oclusais planas (com esmalte e dentina no mesmo plano). Mas, se estiver presente o agente corrosivo, a região de dentina torna-se invaginada, pois é mais suscetível à ação do ácido e de eventuais enzimas proteolíticas presentes, como a pepsina do suco gástrico;

Biocorrosão (cárie)-abfração: embora não seja propriamente uma "lesão não cariosa", consiste na perda acelerada de substância mineral do dente associada

ao processo de cárie numa área em que também existe concentração de tensões (em cáries radiculares, por exemplo).

Alguns autores Simring (65) e Kuroe et al. (66) discutem que tensões resultantes dentro dos dentes são dependentes da magnitude, direção, frequência, local de aplicação e duração e direção axial da força em relação ao longo eixo dos dentes bem como a forma, composição e estabilidade do dente.

O papel da saliva na possível formação de lesões não cariosas já havia sido considerado anteriormente (67). Black queria saber se uma possível causa das lesões por ele chamadas de erosão poderia ser as secreções de glândulas salivares (6) e Zipkin e McCLure realizaram experimentos para avaliar a quantidade de citrato presente na saliva de pacientes que tinham sido diagnosticados com erosões e comparou-a com os níveis em um grupo sem erosões. Seus resultados não foram conclusivos, mas indicaram uma tendência de maior teor de ácido cítrico em indivíduos com erosões do que naqueles sem (68). Levitch et al. avaliaram o papel da saliva como protetor dos tecidos dentários e afirmaram que pacientes com baixas taxas de fluxo salivar são cinco vezes mais propensas a lesões cervicais do que aqueles com taxas de fluxo normal e que pacientes com xerostomia e capacidade tampão reduzida também são mais propensos a desenvolver lesões . Eles também consideraram que a capacidade de saliva para remineralizar a estrutura do dente é importante (69).

Outros aspectos relacionados ao aparecimento das lesões não cariosas como pH crítico e dissolução do esmalte dental nos fluidos orais também vêm sendo discutidos (70-72). O pH crítico é o pH em que uma solução está saturada em relação a um determinado mineral, como a hidroxiapatita do esmalte dental por exemplo. Não tem um valor fixo, pois depende das concentrações de cálcio e fosfato da solução. Se o pH da solução está acima do pH crítico, então a solução é supersaturada em relação ao mineral e os minerais dissolvidos tendem a se precipitar. Já se o pH da solução for menor do que o pH crítico, a solução será insaturada e os minerais que constituem o dente tendem a se dissolver até que a solução se torne saturada. A saliva e o fluido da placa geralmente são supersaturados em relação ao esmalte, seus pH’s são maiores que o pH crítico, motivo pelo qual os dentes não se dissolvem na saliva nem quando recobertos por placa. O problema é, por isso, mais complexo: na prática clínica não existe um pH crítico único, pois as concentrações de cálcio e fosfato no fluído da placa podem

variar entre indivíduos: quanto maior a concentração de cálcio e fosfato, mais baixo será o pH crítico (20). Alguns autores relatam que a composição da saliva da região vestibular é diferente da região lingual que contém mais carbonatos e por isso a face lingual dos dentes seria menos afetada pelos ácidos uma vez que a presença dos íons carbonatos preveniria contra os desafios ácidos (60).

Nas lesões de mancha branca, a desmineralização ocorre subsuperficialmente, mantém a camada superficial de esmalte praticamente intacta com uma espessura de aproximadamente de 0.03 mm. Há evidências clínicas de que estas lesões podem se remineralizar se o esmalte superficial se mantiver intacto, se elas estiverem livres de placa, se o fluxo salivar estiver adequado e se forem realizadas aplicações tópicas de flúor. Essa remineralização só ocorrerá porque a saliva e o fluido da placa são normalmente supersaturados em relação ao mineral do dente, principalmente quando o fluxo salivar é estimulado, e também porque a região subsuperficial da lesão fornece um ambiente adequado para o crescimento de cristais após os íons cálcio e fosfato passarem pela película e pelo esmalte superficial (20).

Por outro lado, o esmalte que sofreu corrosão e remoção superficial não pode remineralizar porque o ambiente apropriado para o crescimento de cristais compactos que formam o esmalte não é compatível com a presença de película adquirida, proteínas salivares, bactérias, etc. A película adquirida que se forma sobre o esmalte evita o aumento contínuo do tamanho dos dentes, embora eles se encontrem numa solução supersaturada destes minerais. Assim, contrariamente a certos pontos de vista, alguns autores afirmam que a corrosão do esmalte é irreversível (20).

Lussi et al. (73) realizaram um estudo para avaliar a severidade e frequência de corrosão em superfícies dentárias, utilizando-se do índice de LINKOSALO e MARKKANEN[d] (62, 74). Concluiu-se que o consumo de frutas, sucos e o vômito recorrente foram os fatores de risco significativamente relacionados à perda de estrutura dentária (73).

---

[d] Índice qualitativo com critérios diagnósticos enumerados para confirmar lesões erosivas (corrosivas). Apresenta uma escala de classificação de quatro graus de severidade relacionados ao envolvimento da dentina.

A distribuição de tensões cervicais em diferentes grupos de dentes na maxila foi estudada utilizando-se da análise por elementos finitos (3, 75-78). A concentração de tensões na região cervical de incisivos maxilares era sempre maior do que a encontrada em caninos e pré-molares sendo que os caninos apresentavam os menores valores. Este achado contribui para explicar biomecanicamente a variação na prevalência das lesões cervicais não cariosas encontradas clinicamente entre os diferentes grupos de dentes (mais comuns em incisivos centrais superiores) (22).

Atualmente é consensual que as lesões de abfração são causadas por flexão dentária que leva à concentração de tensões de tração e compressão em um local distante do ponto da carga oclusal, como na região cervical do dente. Estas forças produziriam microfraturas nos prismas de esmalte, deixando-os mais susceptíveis à dissolução pelos ácidos presentes na cavidade oral. Além disso, a progressão destas lesões seria multifatorial e agravada pela abrasão causada pela escovação com dentifrício e por corrosão (4). No entanto, outra explicação para o início das lesões de abfração foi dado por Hammadeh e Rees, que publicaram um estudo realizado por elementos finitos no qual avaliaram o efeito do solapamento do esmalte como um mecanismo formador da lesão de abfração. Eles compararam a tensão máxima principal ao longo de um plano horizontal vestibular de uma amostra de 1,1 milímetros acima da junção cemento-esmalte (JCE) em dentes intactos e em dentes com esmalte solapado na cervical. O solapamento foi simulado desligando os nós da malha do esmalte dos da dentina em regiões localizadas. Quando o esmalte ficou desunido da dentina nessas regiões, houve um aumento no valor numérico das tensões máximas principais registradas e em muitos casos estes valores excediam os valores de tensão já conhecidos para a resistência do esmalte (78). Os mesmos autores (Hammadeh e Rees) compararam a susceptibilidade erosiva (na realidade, "corrosiva") do esmalte gengival e oclusal e para verificar se a camada subsuperficial era mais vulnerável ao ataque ácido. Todas as amostras apresentaram uma perda linear de substância e, embora os resultados apresentassem certa variação, esta estava mais relacionada com variação biológica de indivíduo para indivíduo do que com a variação dentro da estrutura do dente. Com isto, afastou-se a hipótese da influência da maior porosidade encontrada no esmalte cervical sobre o aparecimento de lesões cervicais (22). O termo abfração foi popularizado e às vezes é usado

erroneamente para todos os tipos de LNC's, implicando uma única etiologia que na verdade são causa de interações complexas entre vários mecanismos (46).

Também foi questionada outra fonte possível de desgaste da estrutura dental na região cervical devido à existência de potenciais elétricos (79-81) que surgiriam quando materiais fossem colocados sob tensão. Esse fenômeno, conhecido como efeito piezo-elétrico foi relatado pela primeira vez por Braden *et a*l (79). Eles suspeitavam que, apesar do esmalte, que é composto principalmente de hidroxiapatita não dar origem a qualquer potencial elétrico, a dentina o fazia. Isto poderia relacionar-se à presença de colágeno na dentina. Outros estudos também sugeriam que a tensão também poderia ser um co-fator na etiologia de cáries, especialmente em cáries cervicais de raiz (64, 81, 82). Questionava-se que forças de flexão durante o bruxismo poderiam criar uma mudança de potencial dentro da estrutura do dente atraindo íons ativos, como por exemplo, os agentes erosivos tais como ácidos orgânicos, contribuindo para a perda de substância do dente. No entanto, a resposta elétrica não variou linearmente com a tensão produzida quando uma carga oclusal era aplicada, não dando origem a uma resposta elétrica proporcionalmente maior. Com isso, o eventual significado deste efeito não foi bem compreendido (79). Atualmente, é aceito a ação do efeito piezelétrico relacionando-o com lesões na dentina (46).

Wood et al. (22) concluíram que apesar da escassez de pesquisas nesta área, algumas conclusões podem ser extraídas:

- Quanto mais velha a população, maior a porcentagem de lesões encontradas, maior o número de lesões por indivíduos e estas lesões são maiores;
- As lesões não cariosas desenvolvem-se mais na face vestibular do que na lingual, são mais comuns em pré-molares do que em caninos;
- Hábitos de higiene oral, escovação manual com a mão direita ou com a esquerda afetam a prevalência e distribuição das lesões não cariosas;
- A formação das LNC's parece ser multifatorial e a forma da lesão não é um guia preciso para relacionar à sua etiologia;
- Uma combinação de carga oclusal e ambiente ácido podem levar à formação de lesões cervicais *in vitro*.

- A utilização de uma resina composta com módulo de elasticidade apropriado em associação com um sistema adesivo dentinário pode ser uma forma eficaz e não destrutivo de restaurar as LNC.
- A utilização de ajuste oclusal não deve ser considerada como prevenção da progressão da lesão ou para melhorar a retenção da restauração.

3 PROPOSIÇÃO

A proposição deste estudo *in vitro* foi avaliar a influência da tensão de tração e de compressão sobre o dano provocado ao esmalte bovino submetido a desafio ácido e desafio abrasivo, como parte de um modelo que simula a formação de alguns tipos de lesões não cariosas.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Foi idealizado um espécime e modos de carregamento tal que concentrasse tensões de tração ou de compressão em regiões de esmalte hígido (Figura 4.1). Palitos seriam engastados (fixados) numa extremidade e carregados na outra, mas apresentariam um entalhe transversal na dentina que provocaria concentração de tensão na região da superfície externa de esmalte na região do entalhe. A superfície toda do palito seria protegida com uma fina película ácido-resistente, deixando apenas uma janela desprotegida de esmalte, que seria exposta ao desafio ácido enquanto submetido à tensão.

4.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

A fim de avaliar quais as áreas concentradoras de tensão, foi criado um modelo de elementos finitos (Figura 4.1). Simulou-se um palito da vestibular de incisivo bovino com entalhe transversal na dentina e fixado numa das extremidades (a região superior da fixação imitou o parafuso plástico que prendia o palito ao dispositivo, e a inferior o apoio no limite do orifício de fixação, conforme a Figura 4.7, na página 50). Por MEF simulou-se o carregamento por um peso aplicado ao extremo oposto do fixado, de dois modos diferentes: mantendo o entalhe virado para baixo (visando a provocar predominantemente tração no esmalte) ou com o entalhe virado para cima (para provocar predominantemente compressão). Este modelo apresenta malha com elementos tetraédricos (44.224 elementos) e equivalência entre esmalte e dentina. As propriedades da dentina foram de 15 GPa para o módulo de elasticidade e 0,31 de coeficiente de Poisson. As propriedades do esmalte, de 80 GPa para o módulo de elasticidade e 0,3 de coeficiente de Poisson.

A Figura 4.2 (na página 45) e a Figura 4.3 (na página 46) apresentam os resultados do modelo para os dois tipos de carregamento. Conforme esperado,

comprova-se que a região da janela sem proteção ao ácido ficou submetida à tração ou compressão, na dependência do modo de carregamento.

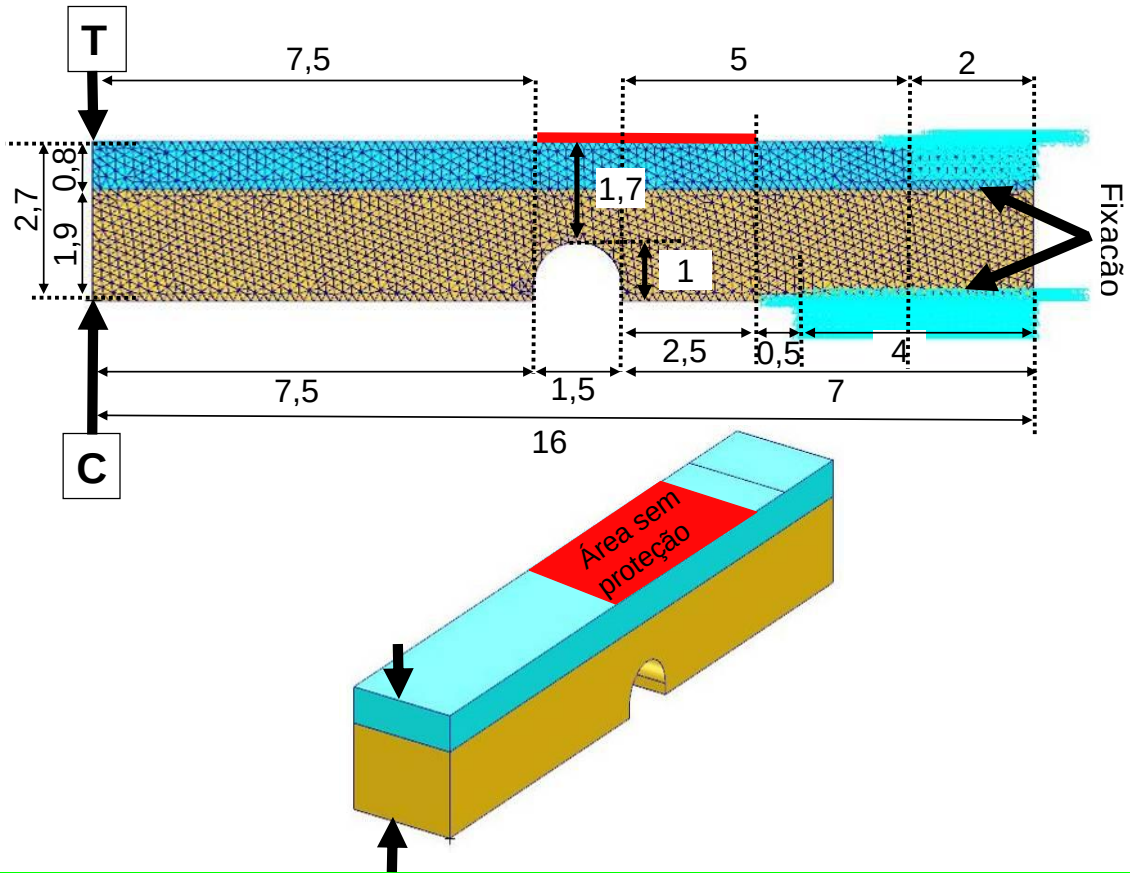


Figura 4.1 - Geometria do palito simulado por elementos finitos (dimensões em mm) e local da fixação. O carregamento no sentido "T" provocaria tensão predominante de tração na região desprotegida da superfície do esmalte (localizada na região em vermelho). O carregamento no sentido "C" provoca de compressão; para esses casos deve se levar em consideração que o entalhe ficava numa posição invertida em relação à mostrada na figura, sem inverter as regiões de fixação

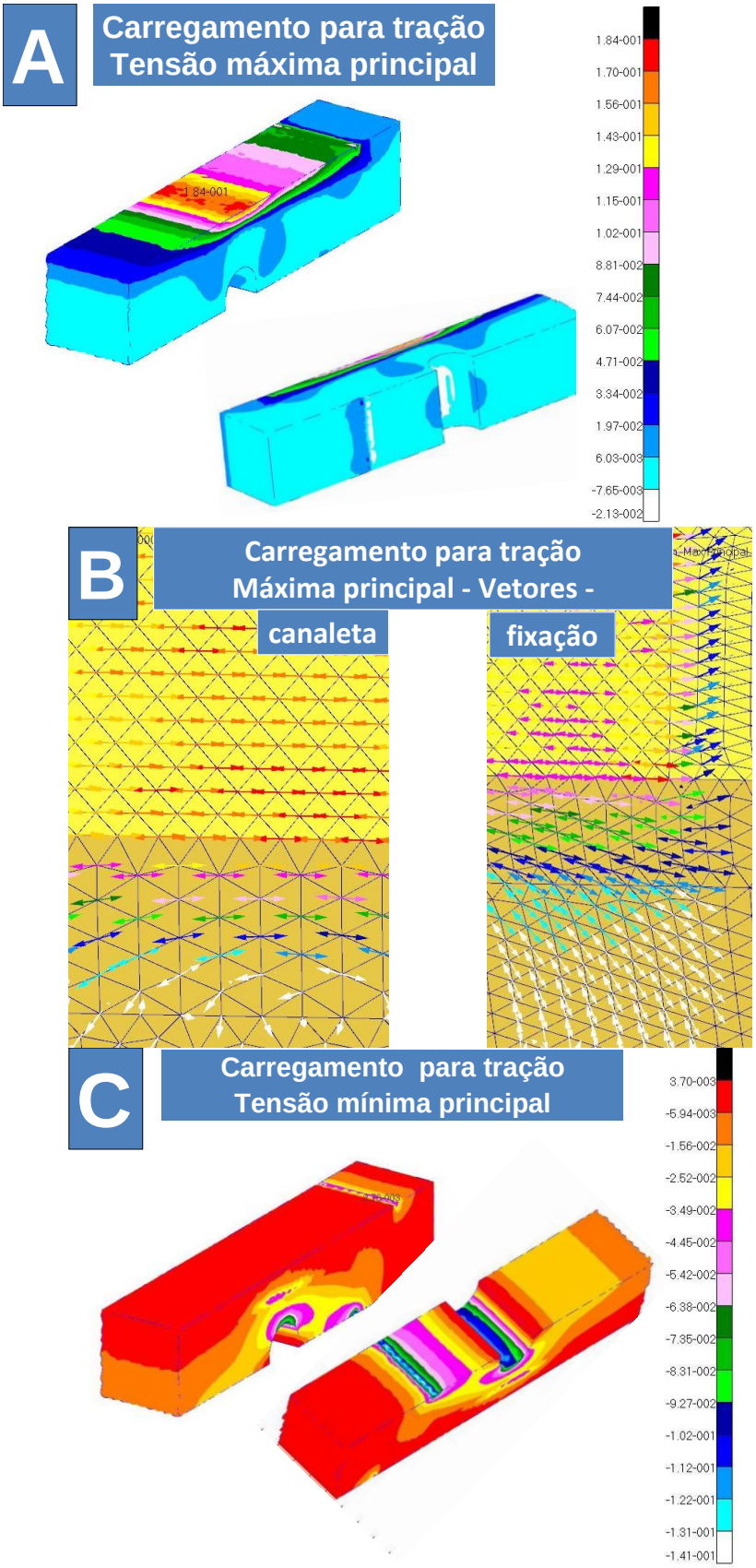


Figura 4.2 - Resposta do modelo de elementos finitos que submeteu o esmalte à tração (carregamento "T" da Figura 4.1). A — Faixas de tensão máxima principal (valores positivos indicam tração); B — Direção dos vetores da máxima principal; C — Faixas de tensão mínima principal (valores negativos indicam compressão)

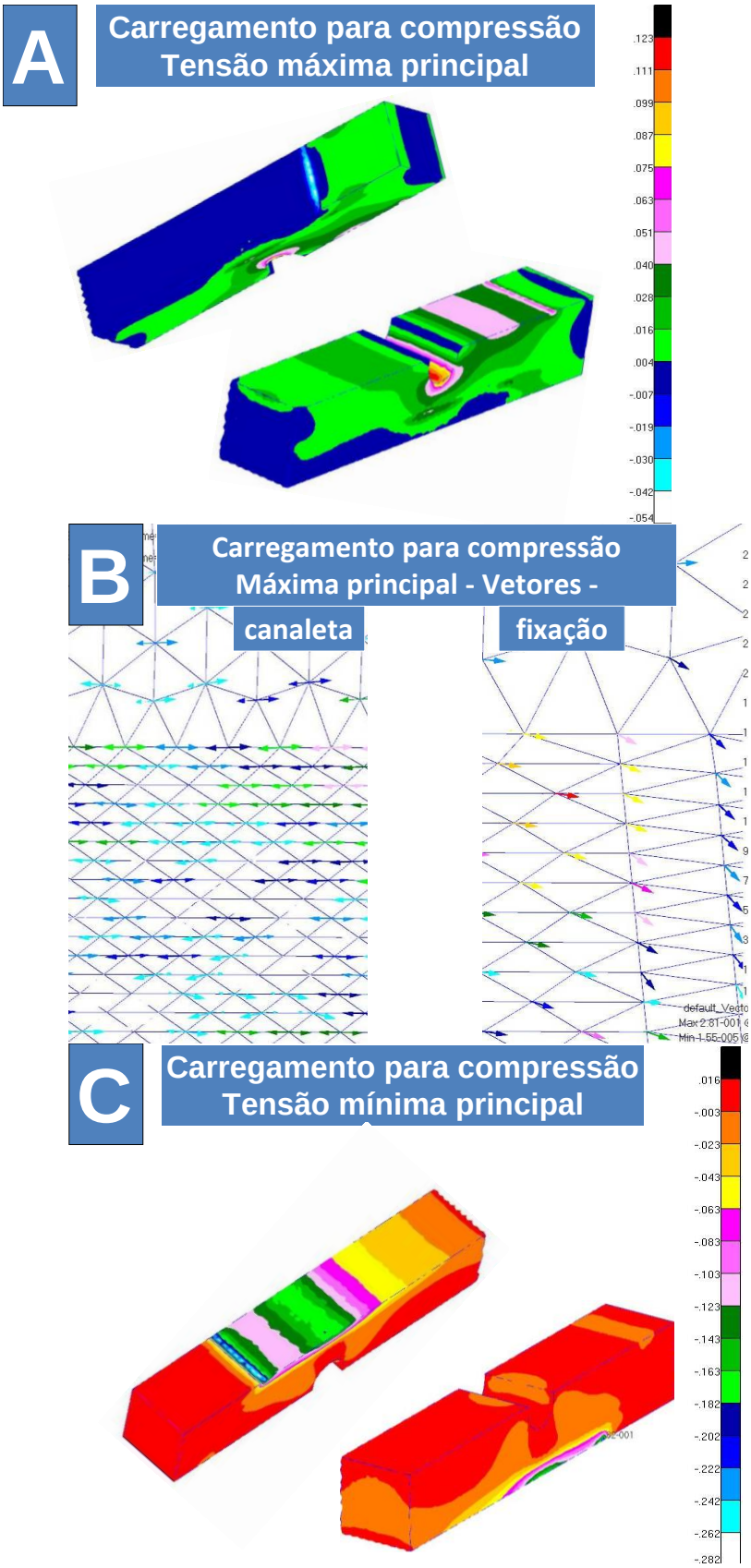


Figura 4.3 - Respostas do modelo de elementos finitos que submeteu o esmalte compressão (carregamento na direção "C" da Figura 4.1): A — Faixas de tensão máxima principal (valores positivos indicam tração); B — Direção dos vetores da máxima principal; C — Faixas de tensão mínima principal (valores negativos indicam compressão)

4.2 CONFECÇÃO DOS ESPÉCIMES

Foram utilizados incisivos bovinos previamente limpos e avaliados com lupa a fim de descartar os que apresentavam trincas e defeitos estruturais. Os mesmos foram armazenados em solução de timol com concentração de 0,1%. Dois dias antes do início dos experimentos, os dentes foram lavados em água corrente e, a partir de então, armazenados em água destilada a 4° C.

Os incisivos tiveram as raízes cortadas com discos diamantados aproveitando-se apenas as coroas. Foram confeccionados palitos de esmalte e dentina, com dimensões de 2,7x 2,7x 16 mm. A Figura 4.4 apresenta a sequência de cortes para confecção dos palitos dentais. Em sequência dos cortes, a superfície pulpar da dentina foi planificada.

Grupos de aproximadamente 12 palitos foram fixados no dispositivo da politriz (Multiprep Precision Polishing machine-Allied High Tech, USA) com verniz ácido resistente, pelo lado da dentina planificada (Figura 4.5) e, durante um período de 24 h, ficaram numa câmara dessecadora para secagem do verniz. A superfície do esmalte foi inicialmente planificada na politriz com lixas de granulação 600 e 800 e, posteriormente, polida com lixas de granulação 1000, 1200, 2400 e 4000 (Allied High Tech, USA).

Depois de planificados e polidos foi confeccionado um entalhe transversal de 1,5 mm de diâmetro na dentina. Os entalhes foram confeccionados utilizando-se de um dispositivo (Figura 4.6) em que uma caneta de alta rotação se movia em um único eixo para cortar o entalhe no palito. O palito era posicionado de modo a padronizar a distância do entalhe até uma das extremidades e a deixar sempre com a mesma espessura a parede remanescente (7 mm e 1,7 mm, respectivamente, conforme a Figura 4.1 e Figura 4.6).

A superfície do esmalte vestibular foi então protegida com uma fita auto-adesiva ácido-resistente. Com um bisturi foram recortados os excessos laterais de fita e uma janela de 4 mm de comprimento, que ficaria desprotegida (Figura 4.1). O restante do palito foi protegido com verniz ácido resistente. Para secagem do verniz os palitos ficaram 24 h numa capela dessecadora com circulação forçada de ar. A seguir, os palitos receberam, na extremidade oposta à da fixação, uma pequena

perfuração na qual foi colado com compósito um arame de aço inox dobrado a 90° (diâmetro 0,7 mm) para servir de ponto de aplicação da carga (Figura 4.7 – B).

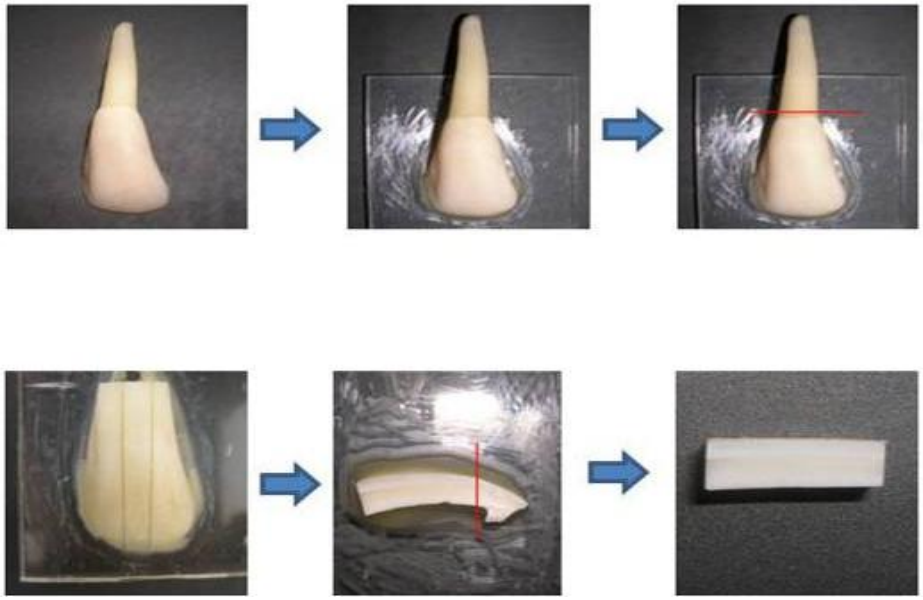


Figura 4.4 - Sequência de cortes aplicados para confecção dos palitos dentais

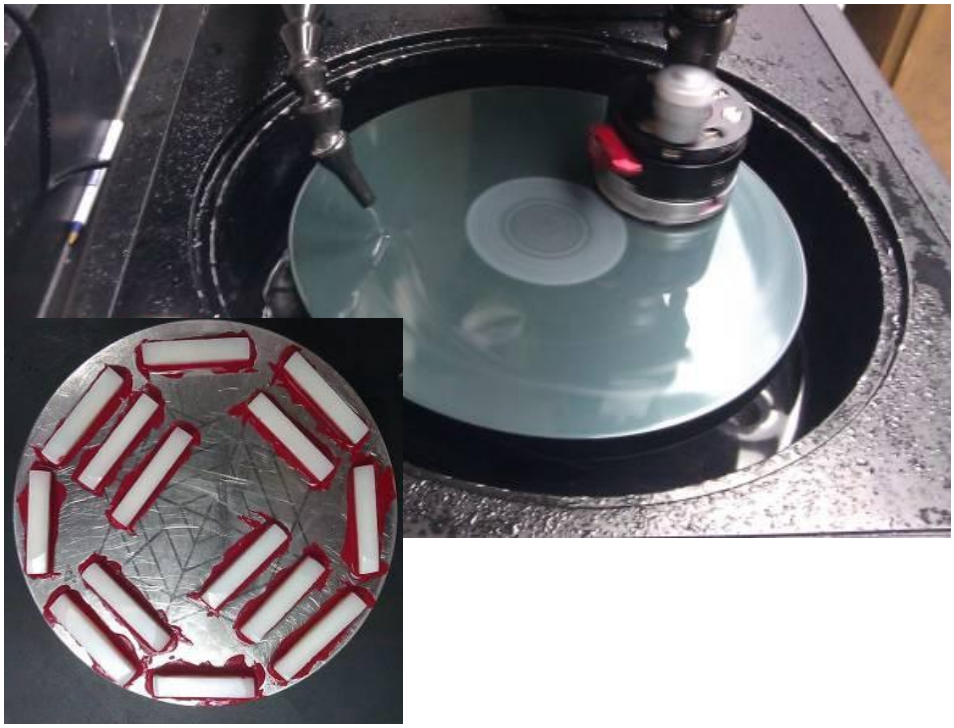


Figura 4.5 - Palitos já cortados e fixados ao dispositivo (no detalhe) para serem planificados e polidos na politriz

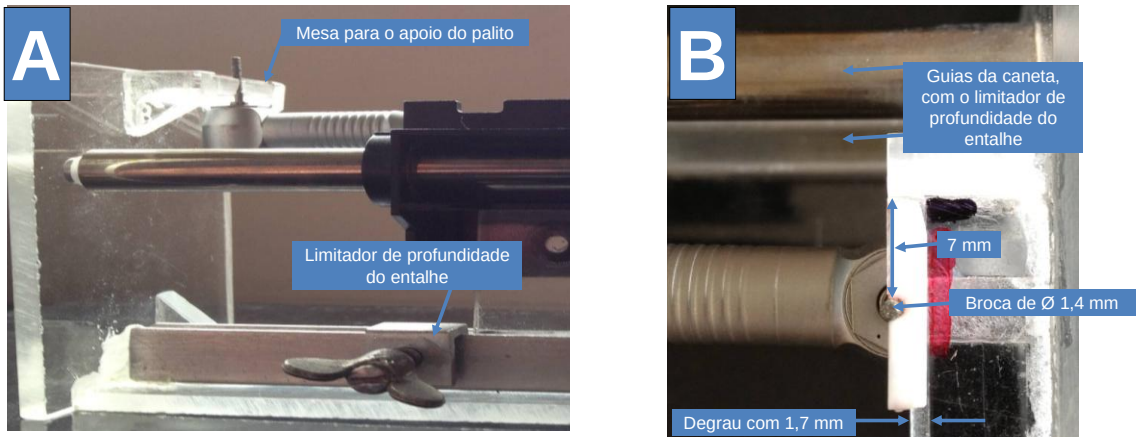


Figura 4.6 - Imagem do dispositivo utilizado para confecção do entalhe na dentina: A – Vista geral; B – Detalhe da mesa de apoio do palito

4.3 DISPOSITIVO PARA REALIZAÇÃO DO CARREGAMENTO DURANTE O DESAFIO

Para realização dos ensaios, foi construído um dispositivo com um suporte para 6 pesos constituídos por duas hastes metálicas e um cano de PVC intermediário que permitia o ajuste do peso (650 g cada haste) mediante a colocação de chumbo para caça. A carga de 650 g foi determinada por ser a metade da média de carga de fratura de um lote especial de 12 palitos ensaiados em máquina de ensaios marca Instron.

Também fazia parte do dispositivo, uma cuba plástica para a solução erosiva e um suporte (com 12 vagas) para fixar os palitos durante o desafio ácido (6 carregados e 6 sem carga). Cada palito era fixado pela ação de um parafuso de plástico. Para o carregamento, as hastes eram apoiadas na ponta do arame colada no lado oposto ao lado onde o palito era fixado. A (Figura 4.7) apresenta o dispositivo utilizado nos ensaios.

Após os palitos serem fixados no dispositivo, ele foi acondicionado dentro de um incubador a uma temperatura de 37° Celsius e a solução erosiva vertida para a cuba para então iniciar a contagem de tempo. Cada desafio ácido constituiu-se de 2

horas de exposição em 400 ml de solução de ácido cítrico tamponado com KOH 1 M, ajustado ao pH 3,75.

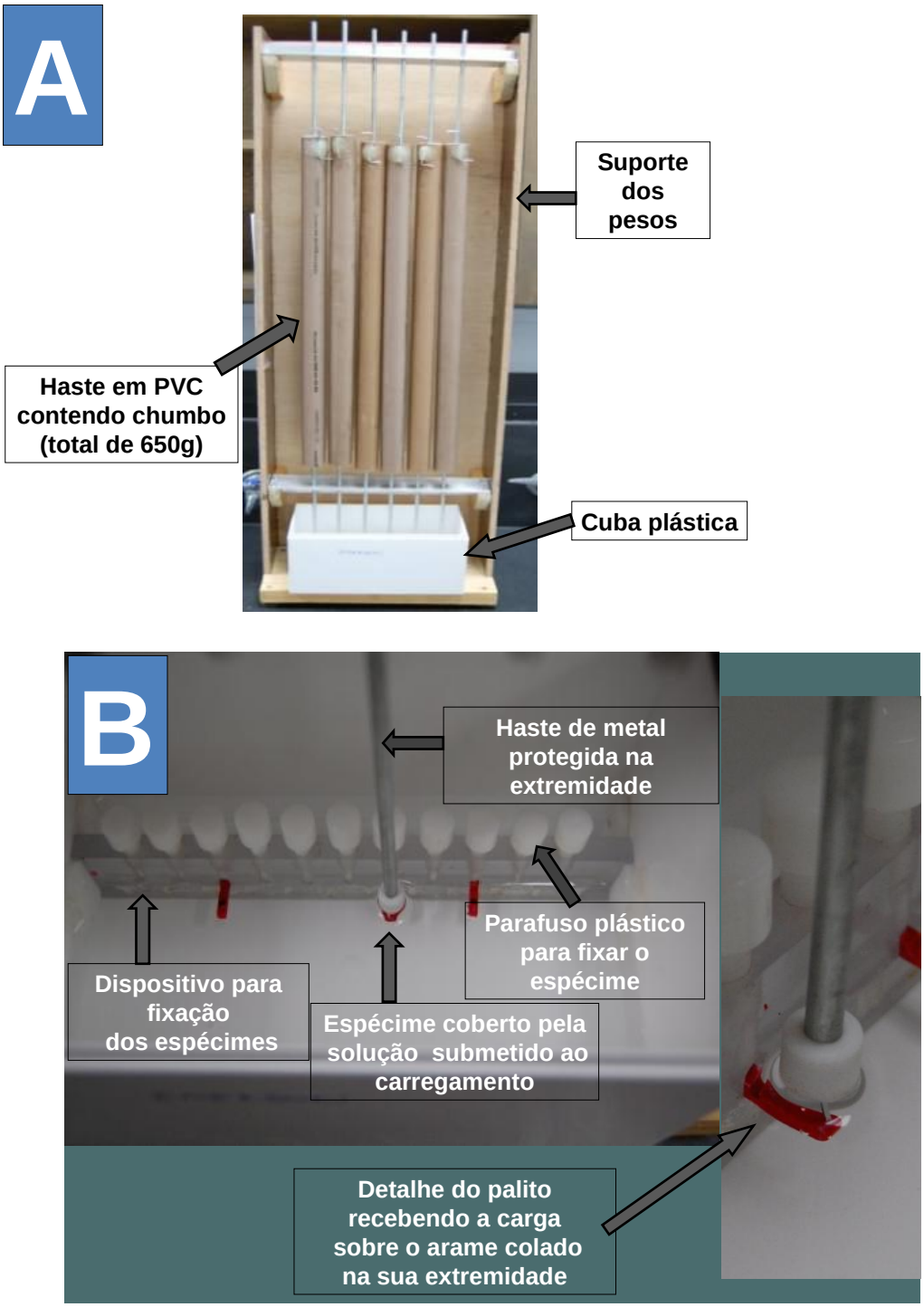


Figura 4.7 - Dispositivo utilizado para realização dos ensaios: A—Vista geral; B – Detalhe do interior da cuba e um palito sendo carregado

4.4 MÁQUINA DE ESCOVAÇÃO

Os espécimes foram escovados utilizando-se de uma máquina programável de escovação (Figura 4.8). O equipamento permite automatizar o número de passagens da escova (ajustado para 20.000 em nosso experimento), o volume de suspensão ou solução (ajustado em 60 ml em nosso experimento, para deixar o palito submerso) e a força aplicada (ajustada para 2 N em nosso experimento) sobre a superfície do espécime durante os ensaios.

Cada palito foi fixado em um posicionador próprio. A escova utilizada foi a Oral B 35. Parte dos palitos foi escovada com suspensão de dentifrício e parte foi escovada somente com água deionizada. A suspensão foi preparada misturando-se na proporção de 9 g da pasta Crest (Crest Cavity Protection Toothpaste — Regular contendo: fluoreto de sódio 0.243% - 0.15% w/v íon flúor, dióxido de titânio) para 27 ml de água deionizada. A pasta foi misturada por 2 horas utilizando-se de um misturador de laboratório até ficar totalmente homogênea.

O total de 20.000 movimentos foi escolhido como equivalente a 2 anos de escovação, com base na escovação realizada duas vezes por dia com 13,7 movimentos verticais na superfície (83, 84). Depois da escovação os palitos foram retirados, lavados com água deionizada, sem esfregar, secos suavemente com papel toalha, reprotegidos e submetidos a novo desafio ácido para em seguida serem novamente avaliados no perfilômetro.

Figura 4.8 - Máquina de escovação

4.5 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

A Figura 4.9 apresenta o delineamento experimental deste trabalho.

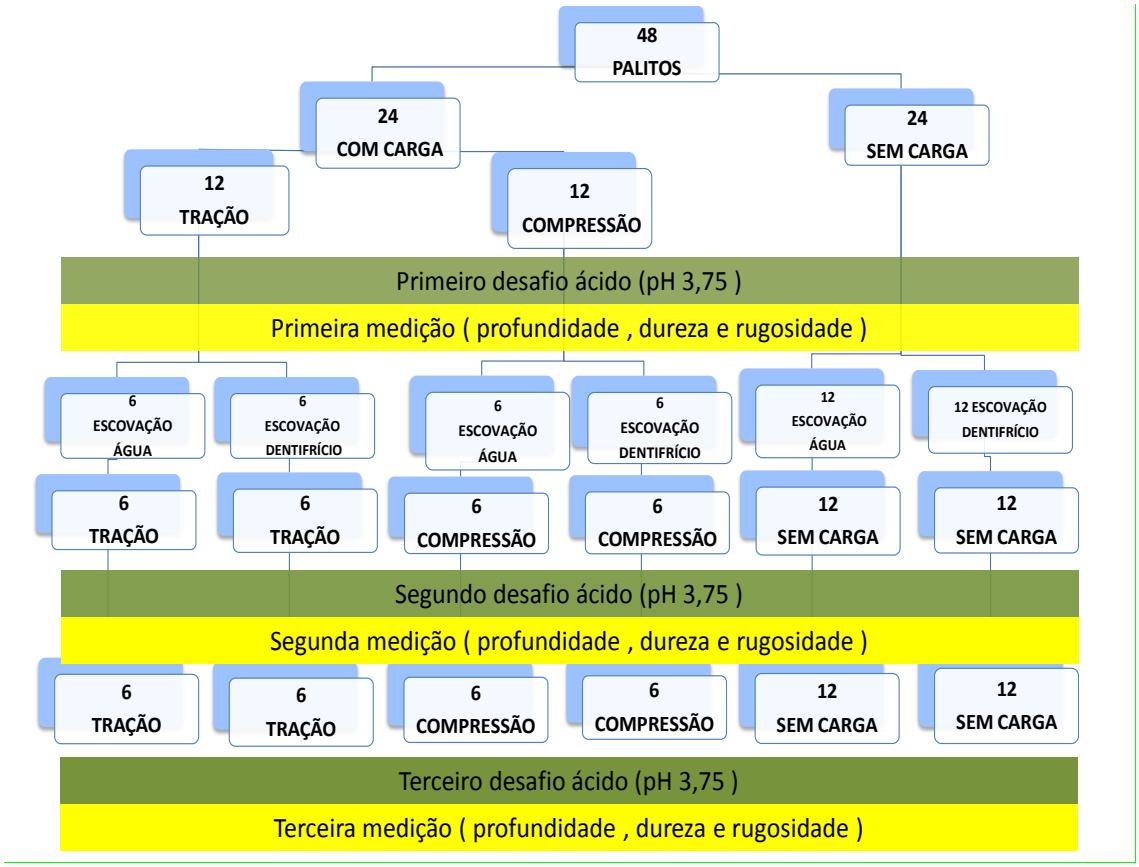


Figura 4.9 Delineamento experimental

Quarenta e oito palitos foram divididos em 2 grupos: um grupo submetido a uma carga contínua de 650 gf (n=24) e outro grupo de palitos sem carga (n=24). O grupo carregado foi subdividido em um grupo que foi fixado com o entalhe voltado para cima, fazendo o esmalte sofrer compressão (n=12), e outro grupo com o entalhe voltado para baixo, submetendo o esmalte à tração (n=12). Com esta divisão, todos os palitos sofreram o primeiro desafio ácido (2 horas em 400 ml de solução de ácido cítrico tamponado, ajustado ao pH 3,75, a 37° C) e, a seguir, foram mensurados (degrau e rugosidade com o perfilômetro, além de microdureza).

A seguir, cada grupo foi subdividido em dois com igual número (n=6 (carregados) ou 12 (sem carregamento): um grupo recebeu escovação com dentifrício e outro com água, foram novamente protegidos e foram expostos ao segundo desafio ácido (com ou sem carregamento).

Após nova medição e re-proteção, foram submetidos ao terceiro desafio ácido e novamente mensurados.

A cada re-proteção a fita era cuidadosamente colocada na mesma posição, utilizando-se de uma lupa, para expor somente a janela de 4 mm, re-envernizadas e o verniz deixado secar durante 24 h em dessecador.

Utilizando-se outro conjunto de 24 espécimes, também foi feita análise por microscopia de luz polarizada (PLM): 8 sem carga e 8 carregados (8 por compressão e 8 por tração), todos expostos ao desafio ácido padrão.

4.6 AVALIAÇÃO DOS EFEITOS DOS ENSAIOS QUÍMICOS E BIOMECÂNICOS

Foi comprovada através das análises por elementos finitos (AEF) que os palitos apresentariam áreas sujeitas a concentração de tensões no esmalte localizado nas regiões acima da direção do entalhe em dentina. Para avaliar os possíveis efeitos destas tensões, os seguintes métodos foram utilizados para avaliar o esmalte sob carregamento e desafio ácido:

4.6.1 Perfilometria óptica 3D sem contato

O PROSCAN® (Figura 4.10) utiliza um feixe de laser que se move e varre a superfície para produzir uma imagem da topografia através de fenômenos de interferência de luz. Não há contato físico direto entre a sonda e a superfície garantindo que não ocorre dano à superfície nem remoção do tecido enfraquecido.

A área escaneada de cada palito foi de 14 mm de comprimento (eixo x) por 2,5 mm de largura (eixo y). O tamanho do passo foi programado para 0.01 mm (eixo x) e 0.1 mm (eixo y), e o número de passos foi de 800 (eixo x) e de 14 (eixo y). Utilizando-se de um software do próprio Proscan 2000 ®, determinou-se:

- a altura dos dois degraus produzidos no limite proximal (região fixada) e distal (região correspondente ao entalhe) da janela desprotegida. Para avaliar

a profundidade da lesão utilizamos da ferramenta (*2 point height*) que avalia as bordas da lesão de cada lado (interface entre sadia/erodida) dos lados engastado (fixado) e carregado;

- a rugosidade, como média da leitura de três linhas de leitura, tanto numa área proximal da superfície sadia como numa outra área da superfície exposta ao ácido (erodida, diga-se corroída).

Houve uma padronização na hora de fazer a análise de perfil a fim de que todas as amostras fossem sempre escaneadas pelo perfilômetro começando do lado da área fixada (lado esquerdo) para a área que estava recebendo o carregamento (lado direito).

Figura 4.10- Perfilômetro óptico - Proscan 2000

A Figura 4.11 apresenta a imagem de tela gerada para análise do perfil utilizando-se o programa específico para avaliar a profundidade da lesão. A. Figura 4.12 e a Figura 4.13 apresentam as imagens de tela com *zoom* na análise da profundidade da lesão nos lados fixado e carregado do palito.

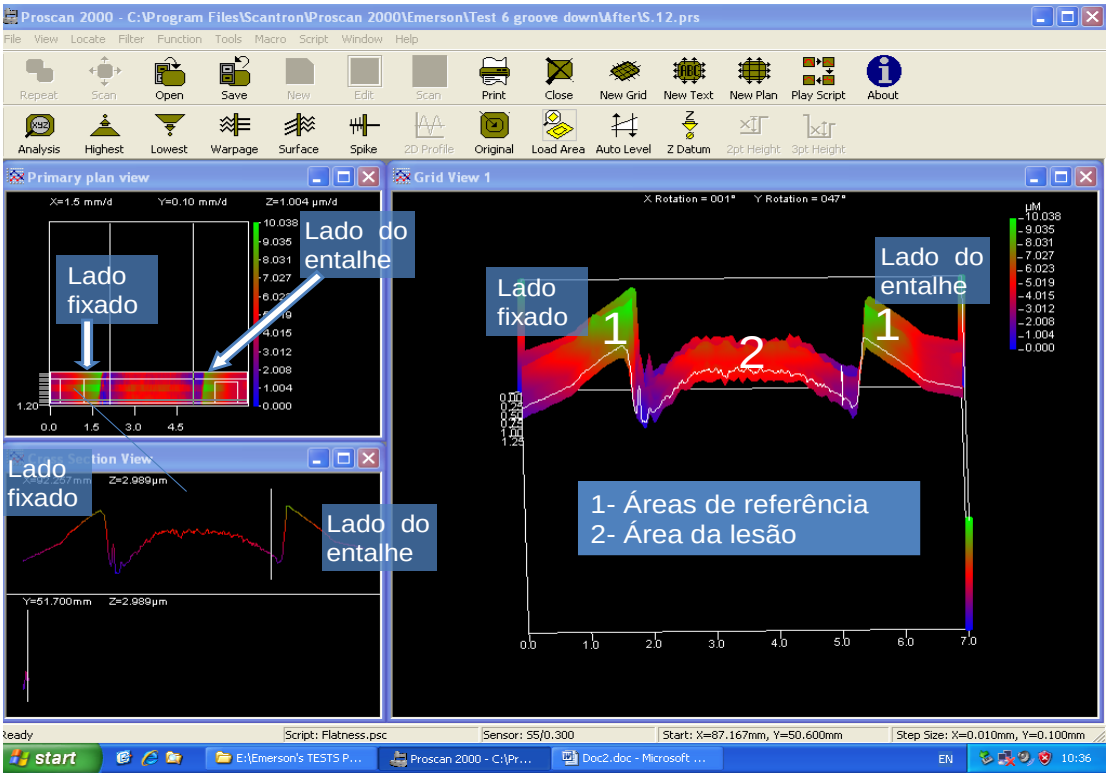
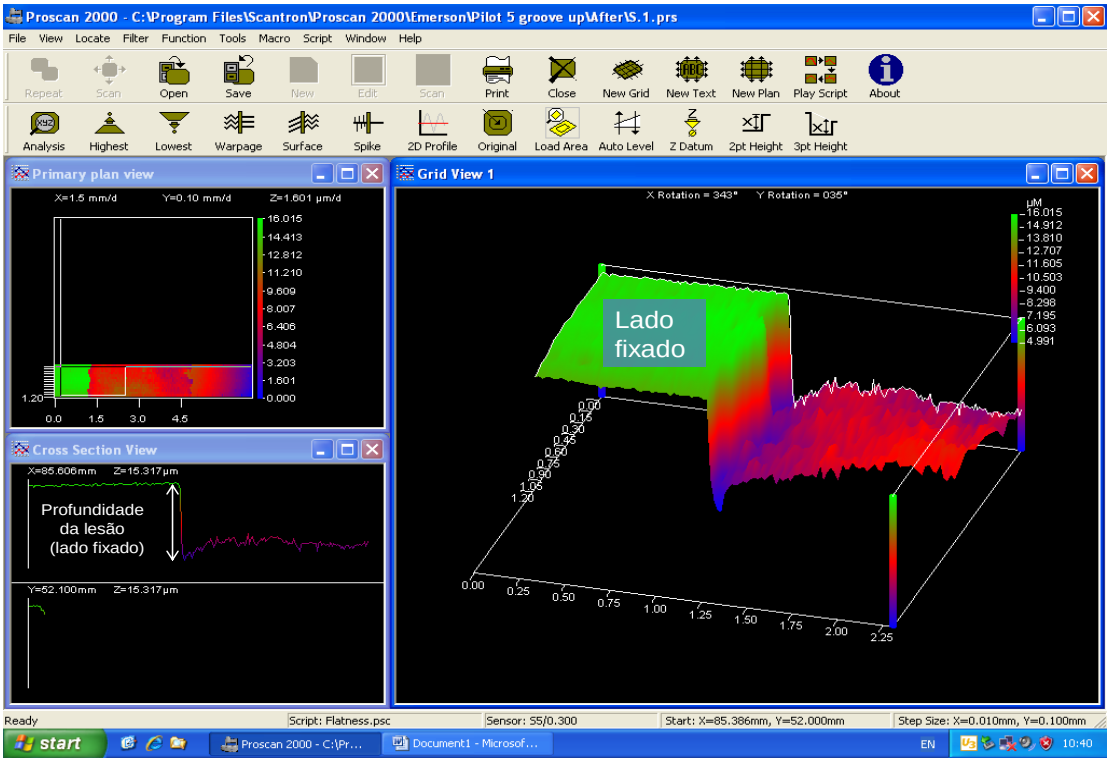


Figura 4.11 - Tela do perfilômetro para análise da profundidade de lesão



. Figura 4.12 - Imagem de tela do programa utilizado para o cálculo da profundidade da lesão apresentando a análise do lado onde o palito foi fixado (esquerdo)

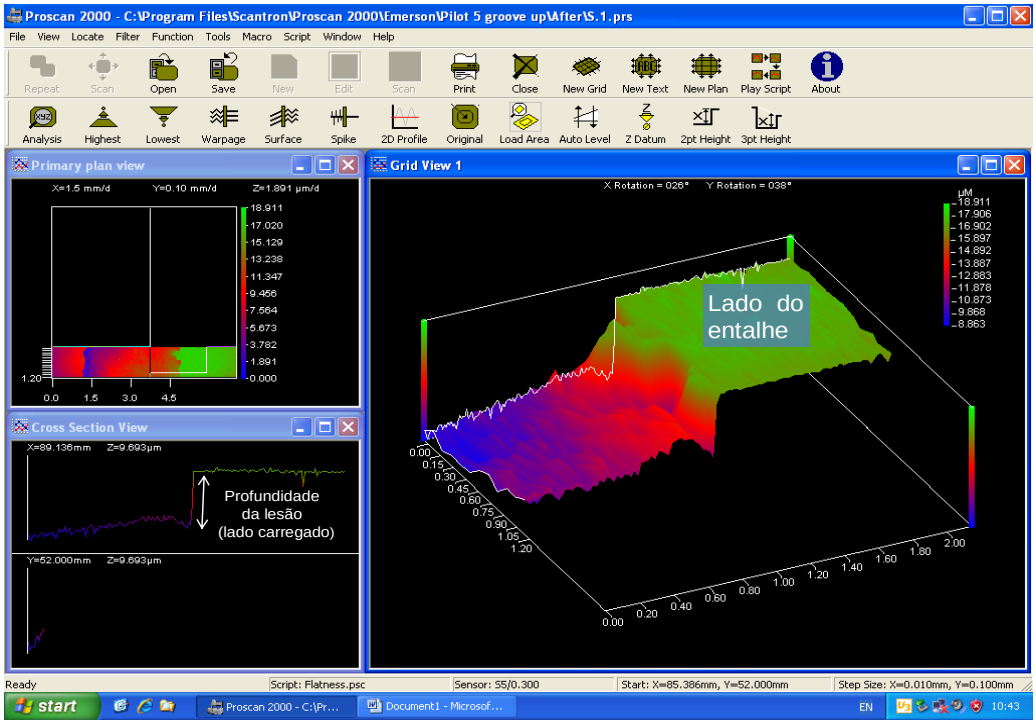


Figura 4.13 - Imagem de tela do programa utilizado para o cálculo da profundidade da lesão apresentando a análise do lado onde o palito foi carregado (direito)

A rugosidade foi avaliada através de um software do Proscan 2000® que através das imagens obtidas após e escaneamento da superfície pode-se calcular Ra. A Figura 4.14 e a Figura 4.15 apresentam imagens da tela de uma amostra avaliada nas duas áreas: sadia e erodida mostrando os respectivos perfis de rugosidade

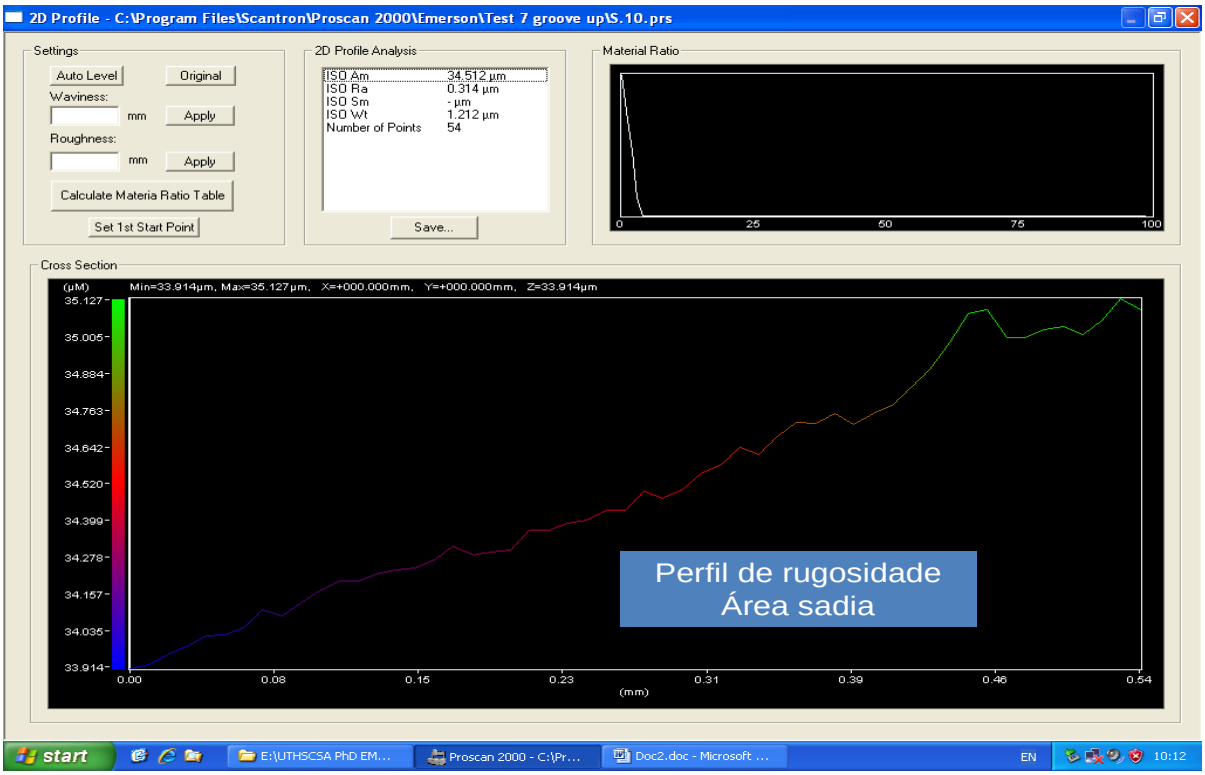


Figura 4.14 Tela com perfil de rugosidade da área sadia

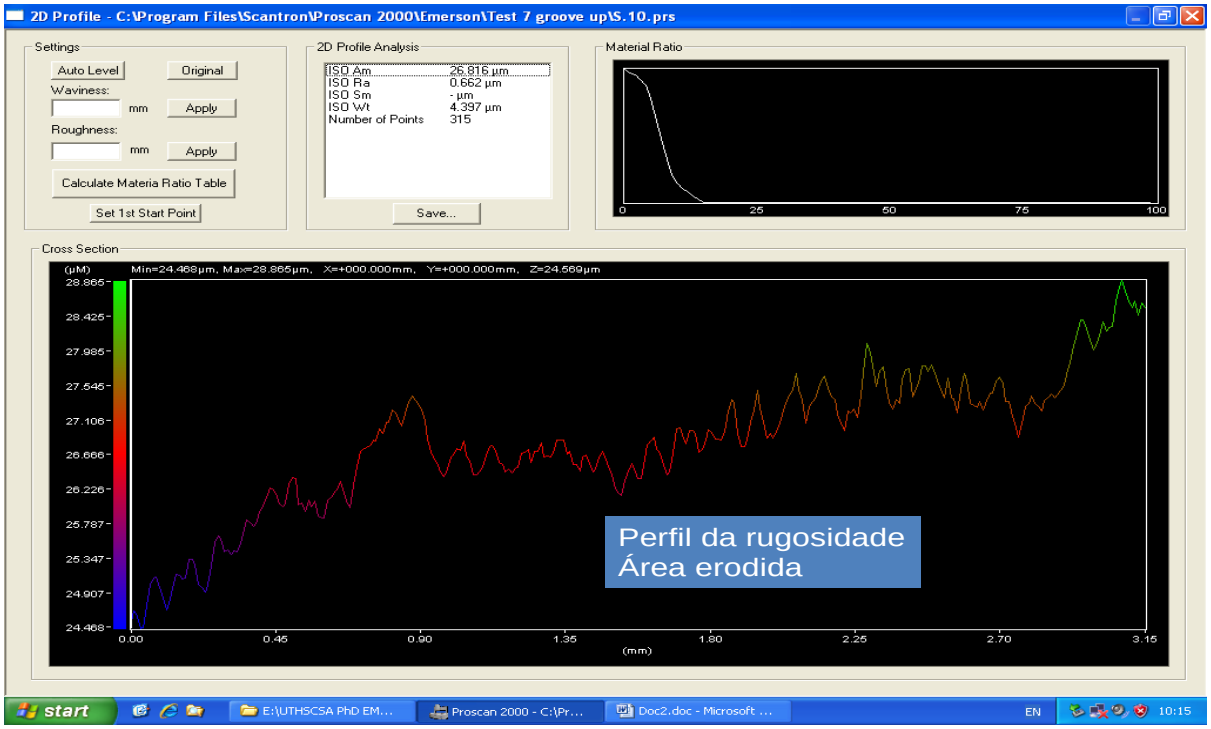


Figura 4.15 Tela com o perfil de rugosidade da área erodida

4.6.2 Microdureza

Para realização do teste de microdureza foi utilizado o Microdurômetro HMV 2 series Micro Hardness Tester (Shimadzu-Corporation-Kioto/Japan) do Departamento de Comprehensive Dentistry da Universidade do Texas em San Antônio.

A avaliação da microdureza das superfícies foi realizada nas áreas de esmalte sadio e nas áreas erodidas. Este método foi realizado com um endentador Knoop, e carga de 25g por 10 segundos, tanto para o esmalte sadio como para o erodido. Foram realizadas 3 endentações nas superfícies sem exposição direta ao ácido e 3 na área exposta nos espécimes em todos os estágios deste experimento. Cada endentação foi realizada a uma distância de, pelo menos, 100 µm das outras. A média das endentações da superfície hígida e a média das endentações da superfície exposta da área da lesão de cada palito foram calculadas a fim realizar a análise estatística.

4.6.3 Microscopia de luz polarizada

A técnica utiliza um feixe dividido de luz polarizada para formar uma imagem detalhada e ampliada da superfície dental preparada. Os dois feixes de luz têm rotas ligeiramente diferentes através do espécime, os índices de refração dos feixes diferem e estes são forçados a interferir uns com os outros quando eles são recombinados. Isso resulta em um efeito óptico que melhora a visualização dos limites minerais (85). Para confecção das lâminas, os espécimes foram embutidos em resina acrílica ativada quimicamente (Technovit 7200 VLC - Kulzer) e, depois de 24hs, foram cortadas numa máquina de corte por fio. A (Figura 4.16) apresenta um espécime sendo cortado na máquina de corte a fio. Após o corte, os espécimes foram fixados num dispositivo de uma politriz (Multiprep Precision Polishing machine-Allied High Tech, USA) e depois lixados e polidos com lixas de granulação 600, 800,

1000, 1200. O acabamento fino foi realizado em ambos os lados dos espécimes: depois de polido um lado, virava-se a lamela e, com a face já polida levemente pressionada sobre o suporte metálico, colava-se com verniz ácido resistente pela beirada da lamela, a fim de desgastar polir o outro lado. Foram obtidas lamelas longitudinais dos palitos, com 100 µ a 80 µ de espessura (medida mensurada por meio de relógio medidor digital — Mitutoyo).

Os espécimes foram armazenados durante 24 horas em água deionizada, secas em papel absorvente, colocadas sobre lâmina para microscopia, cobertas com quinolina (86) e por uma lamínula e, a seguir, fotografadas em 40 e 100 aumentos em microscópio com filtro polarizador usando objetiva de 4X (em toda extensão da lamela) e 10X (lamela na região do entalhe), filtro verde de interferência de 546 nm (largura de banda de 10 nm) e câmera digital de 5 mega pixels (Moticam 500). Um software livre de análise de imagens digitais (Image J) foi utilizado para processamento das imagens.

.

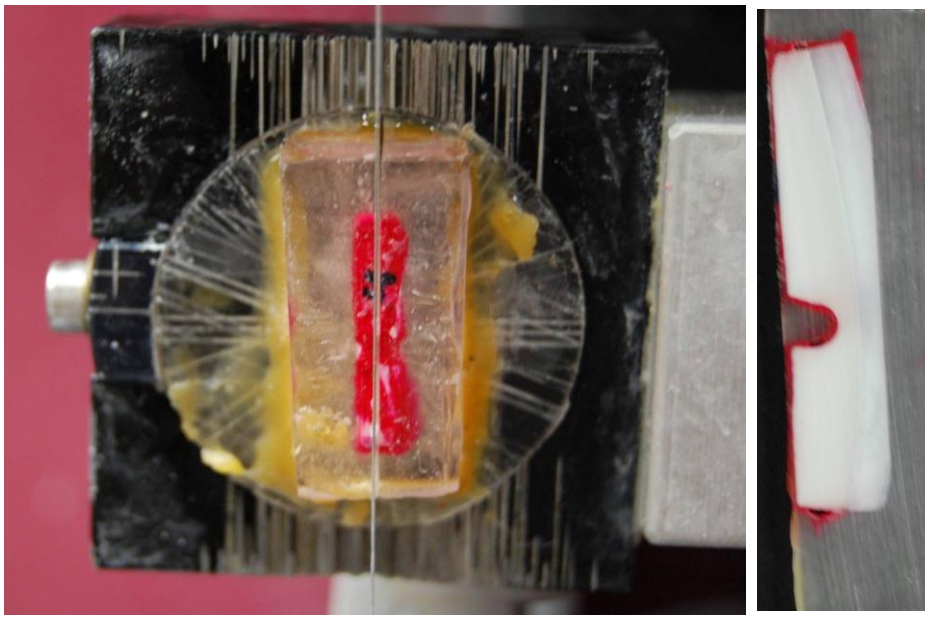


Figura 4.16 — Apresenta uma amostra sendo cortada numa máquina de corte a fio e o aspecto da lamela após o corte

4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para realização das análises estatísticas, os dados foram assim agrupados:

1. Profundidade da lesão:
    a. Lado fixado (engastado):
        i. Palitos escovados com dentifrício (PLfD);
        ii. Palitos escovados com água (PLfA);
    b. Lado do entalhe.
        i. Palitos escovados com dentifrício (PLeD);
        ii. Palitos escovados com água (PLeA);
2. Rugosidade:
    a. Superfície protegida:
        i. Palitos escovados com dentifrício (RpD);
        ii. Palitos escovados com água (RpA);
    b. Superfície exposta:
        i. Palitos escovados com dentifrício (ReD);
        ii. Palitos escovados com água (ReA);
3. Microdureza:
    a. Superfície protegida:
        i. Palitos escovados com dentifrício (MpD);
        ii. Palitos escovados com água (MpA);
    b. Superfície exposta:
        i. Palitos escovados com dentifrício (MeD);

ii. Palitos escovados com água (MeA);

Assim, foram feitas ao todo 12 análises usando o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA — medidas repetidas, parcelas subdivididas pelo estágio de exposição ao ácido — primeiro a terceiro desafio), seguida do teste de Tukey com nível de significância de 5 %. O software utilizado foi o Statística 8 — StatSoft, Inc. 1984-2007.

5 RESULTADOS

As tabelas de análise de variância apresentam em vermelho as linhas em que a análise detectou significância (valor de p na última coluna). Nas tabelas de médias com análise de Tukey os grupos de médias que não diferem estatisticamente entre si (5%) apresentam asteriscos na mesma coluna.

5.1 PROFUNDIDADE DA LESÃO

Os dados de profundidade da lesão serão apresentados através de tabelas, e gráficos a seguir, de acordo com o lado avaliado (fixado ou carregado) e pelo tipo de escovação (com água ou com dentifrício).

5.1.1 Lado fixado (engastado)

5.1.1.1 Espécimes escovados com dentifrício (PLfD)

Tabela 5.1: Análise de variância da profundidade da lesão, do lado fixado, espécime escovado com dentifrício (PLfD)

Fontes de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime (PLfD)				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	p
Regressão	10104,78	1	10104,78	474,5426	0,000000
Tensão	225,93	2	112,96	5,3051	0,011128
Resíduo	596,22	28	21,29		
ESTÁGIO	1776,92	2	888,46	223,9621	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	92,20	4	23,05	5,8106	0,000553
Resíduo	222,15	56	3,97		

Tabela 5.2 -Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfD)

Teste de Tukey (PLfD) Grupos homogêneos para alfa = ,05								
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (µm)	1	2	3	4	5	6
Compressão	1	4,5	****					
Sem carga	1	4,9	****	****				
Tração	1	5,0	****	****				
Compressão	2d	9,2		****				****
Sem carga	2d	12,5			****			****
Compressão	3d	13,4			****	****		
Sem carga	3d	15,1				****	****	
Tração	2d	16,2			****	****	****	
Tração	3d	19,2					****	

O Gráfico 5.1 mostra a divergência de linhas, responsável pela significância da interação: a profundidade da lesão não evolui por igual em todos os estágios. No primeiro estágio as diferentes tensões não influenciam na profundidade da lesão; mas nos estágios 2 e 3 a tração produziu um degrau maior que a compressão, enquanto que os espécimes sem tensão tiveram um desempenho intermediário no que se refere ao degrau. O Gráfico 5.2 mostra que a profundidade da lesão aumenta a cada nova exposição ao desafio ácido

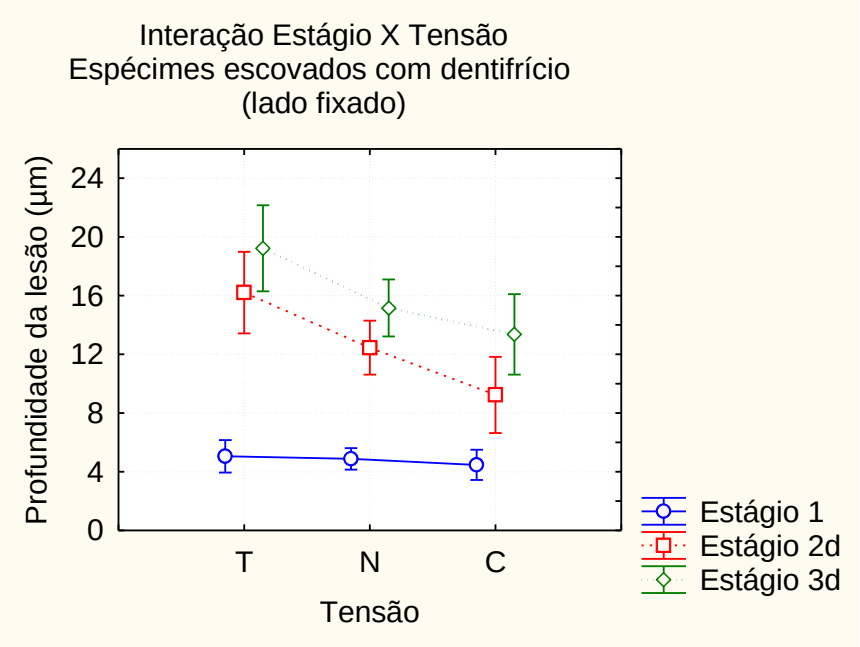


Gráfico 5.1 - Interação Estágio x Tensão para o grupo (PLfD)

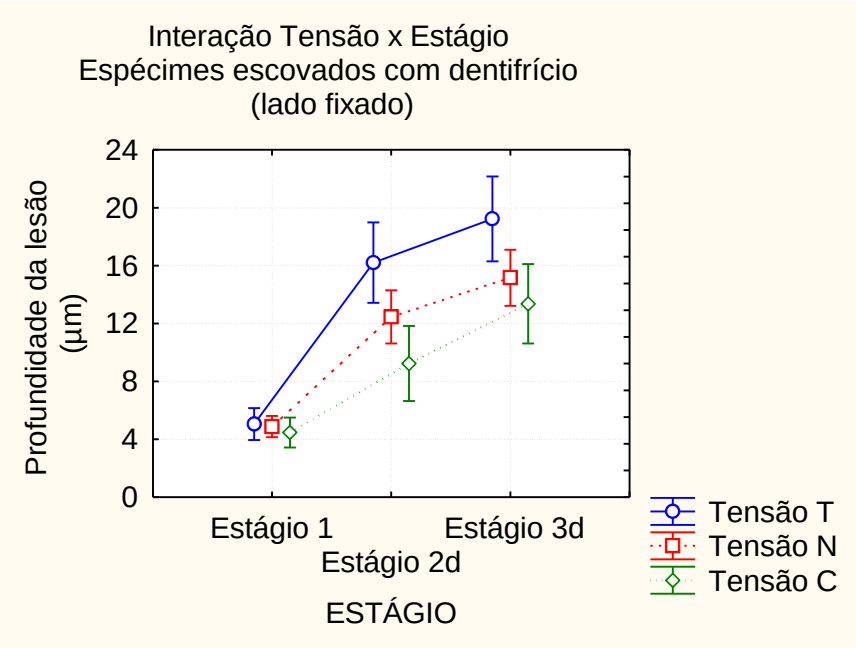


Gráfico 5.2 - Interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfD)

5.1.1.2 Espécimes escovados com água (PLfA)

Tabela 5.3 - Análise de variância da profundidade da lesão, do lado fixado, espécime escovado com água (PLfA).

Fontes de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(PLfA)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	p
Regressão	2292,076	1	2292,076	101,2477	0,000000
Tensão	26,068	2	13,034	0,5758	0,571327
Resíduo	452,766	20	22,638		
ESTÁGIO	364,900	2	182,450	159,8078	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	7,615	4	1,904	1,6675	0,176535
Resíduo	45,667	40	1,142		

Tabela 5.4 Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLfA).

Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA(µm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Tração	1	2,6	**	**	**	**									
Sem carga	1	3,6	**	**			**	**	**	**					
Compressão	1	3,7	**		**		**	**			**	**			
Tração	2a	5,4					**		**		**		**	**	**
Compressão	2a	5,8		**		**			**	**			**	**	
Sem carga	2a	6,6			**	**					**	**	**		**
Tração	3a	7,7						**		**		**			
Sem carga	3a	10,1												**	
Compressão	3a	10,2													**

A Tabela 5.3 mostra que, do lado fixado, apenas o estágio apresentou efeito significante nos espécimes escovados com água. Como nem a tensão nem a

interação foram significantes, a tensão não influiu no degrau nem no efeito dos diferentes estágios.

5.1.2 Lado do entalhe

5.1.2.1 Espécimes escovados com dentifrício (PLeD)

Tabela 5.5 - Análise de variância da profundidade da lesão, do lado do entalhe, espécime escovado com dentifrício (PLeD)

Fontes de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(PLeD)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	p
Regressão	4727,557	1	4727,557	213,7936	0,000000
Tensão	0,281	2	0,140	0,0064	0,993670
Resíduo	619,156	28	22,113		
ESTÁGIO	1199,882	2	599,941	148,5980	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	126,770	4	31,692	7,8498	0,000043
Resíduo	226,091	56	4,037		

Tabela 5.6 -Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLeD)

Teste de Tukey **(PLeD)** Grupos homogêneos para alfa = ,05									
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (µm)	1	2	3	4	5	6	7
Compressão	1	2,5	****						
Sem carga	1	3,4	****	****					
Tração	1	4,0	****		****				
Compressão	2d	5,3	****	****	****	****			
Sem carga	2d	7,6			****	****	****		
Tração	2d	7,9		****		****	****	****	
Tração	3d	11,0					****	****	****
Sem carga	3d	11,6						****	****
Compressão	3d	15,2							****

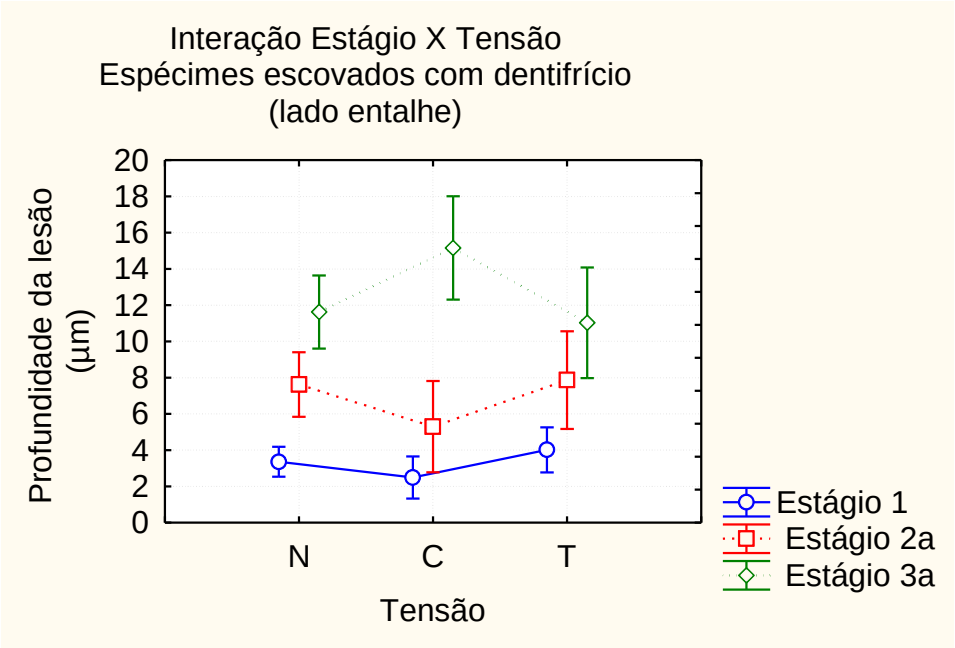


Gráfico 5.3 - Interação Estágio X Tensão para o grupo (PLeD)

5.1.2.2 Espécimes escovados com água (PLeA)

Tabela -5.7 - Análise de variância da profundidade da lesão (PLeA)

Fontes de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(PLe.A)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	P
Regressão	1210,664	1	1210,664	189,4095	0,000000
Tensão	8,747	2	4,374	0,6842	0,516478
Resíduo	121,444	19	6,392		
ESTÁGIO	215,226	2	107,613	265,8256	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	7,616	4	1,904	4,7031	0,003502
Resíduo	15,383	38	0,405		

Tabela 5.8 - Teste de Tukey para as médias da interação Tensão x Estágio para o grupo (PLeA)

Teste de Tukey **(PLeA)** Grupos homogêneos para alfa = ,05											
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (µm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Compressão	1	1,9	****	****							
Tração	1	2,5	****		****	****					
Sem carga	1	2,8	****	****	****		****				
Compressão	2a	3,8			****	****	****	****	****		
Tração	2a	4,7		****			****	****			****
Sem carga	2a	5,0				****		****	****		
Tração	3a	6,3							****	****	
Compressão	3a	7,7								****	****
Sem carga	3a	7,9								****	

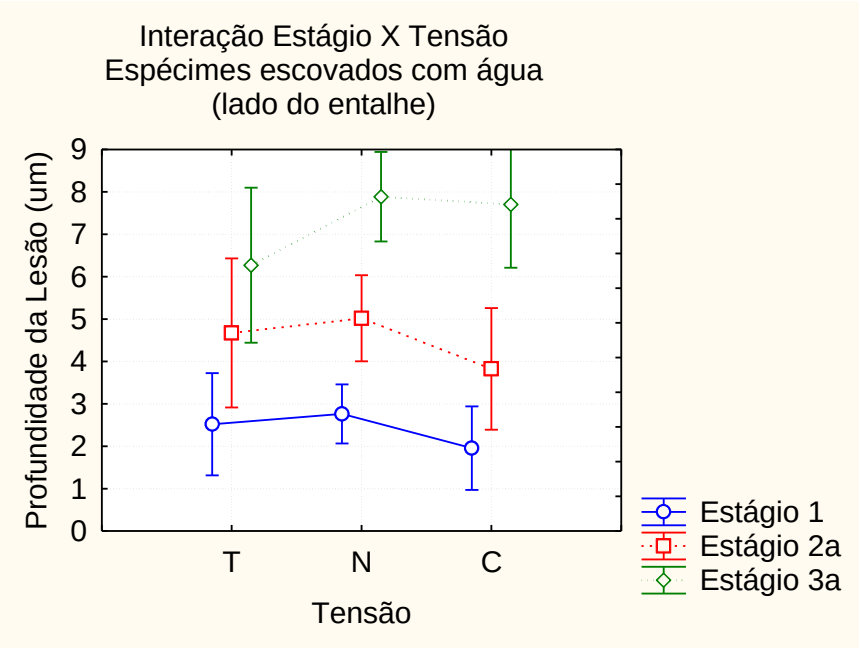


Gráfico 5.4 - Interação Estágio x Tensão para o grupo PLeA

5.2 RUGOSIDADE

Os dados da rugosidade serão apresentados por tabelas e gráficos a seguir, de acordo com a superfície (protegida ou exposta) e pelo tipo de escovação (com água ou dentifrício).

5.2.1 Superfície protegida

5.2.1.1 Espécimes escovados com dentifrício (RpD)

Tabela 5.9 - Análise de variância da rugosidade (RpD)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(RpD)**				
	S.Q.	G.L	Q.M.	F	p
Regressão	3,720914	1	3,720914	439,1785	0,000000
Tensão	0,075255	2	0,037628	4,4412	0,021123
Resíduo	0,237228	28	0,008472		
Estágio	0,124635	2	0,062318	19,2521	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	0,001684	4	0,000421	0,1300	0,970828
Resíduo	0,181268	56	0,003237		

Tabela 5.10 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo RpD

Teste de Tukey **(RpD)** Grupos homogêneos para alfa =05					
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (Ra)	1	2	3
Tração	2d	0,13	****	****	
Compressão	2d	0,14	****		
Sem carga	2d	0,20	****	****	
Tração	1	0,21	****	****	****
Tração	3d	0,22	****	****	****
Compressão	3d	0,23	****	****	****
Compressão	1	0,23		****	****
Sem carga	1	0,27			****
Sem carga	3d	0,28			****

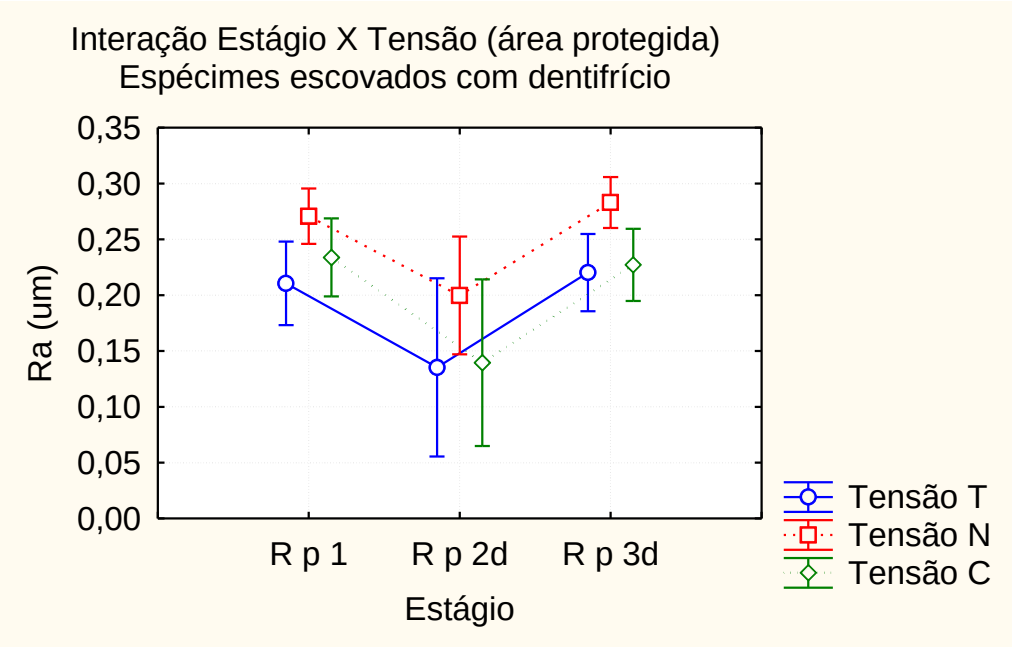


Gráfico 5.5 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade – espécimes protegidos escovados com dentifrício

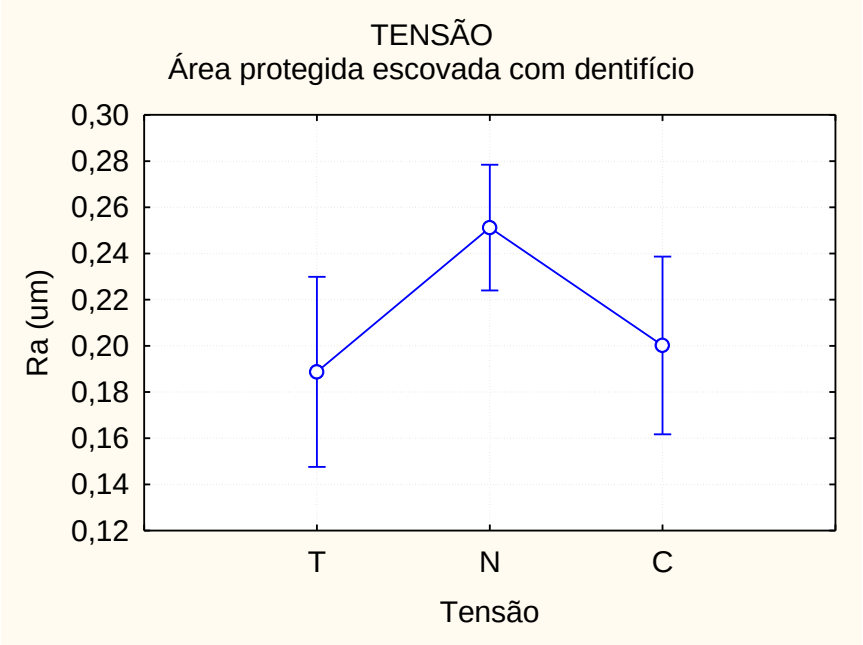


Gráfico 5.6 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo RpD

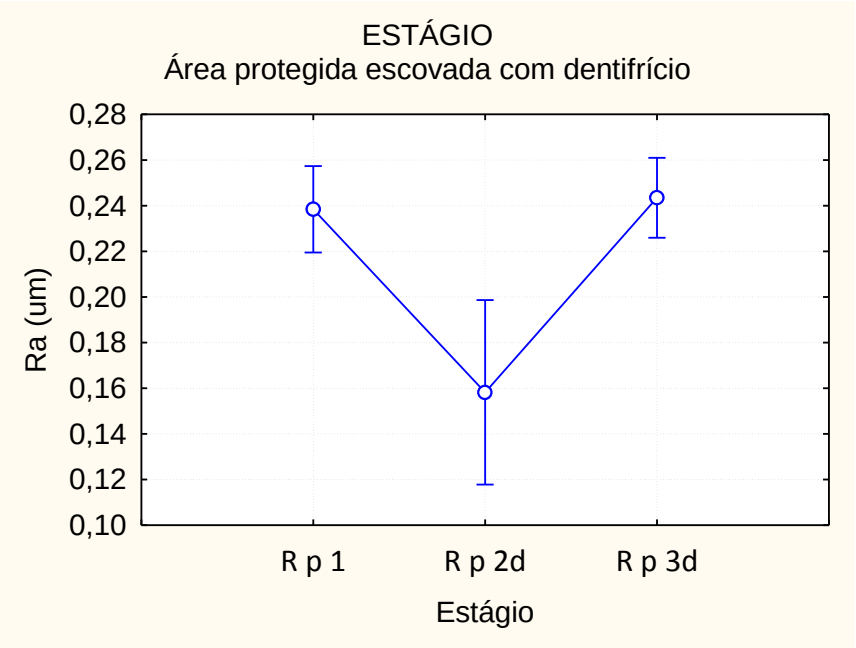


Gráfico 5.7 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo RpD

5.2.1.2 Espécimes escovados com água (RpA);

Tabela 5.11 Tabela de análise de variância da rugosidade para o grupo (RpA)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(RpA)**				
	S.Q	G.L.	Q.M.	F	P
Regressão	2,552979	1	2,552979	3596,304	0,000000
Tensão	0,011384	2	0,005692	8,018	0,002987
Resíduo	0,013488	19	0,000710		
ESTÁGIO	0,141152	2	0,070576	245,829	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	0,001545	4	0,000386	1,345	0,271040
Resíduo	0,010910	38	0,000287		

Tabela 5.12 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (RpA)

Teste de Tukey **(RpA)** Grupos homogêneos para alfa =05						
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (Ra)	1	2	3	4
Tração	2a	0,14				****
Compressão	2a	0,15				****
Sem carga	2a	0,15				****
Tração	1	0,23	****			
Tração	3a	0,24	****	****	****	
Compressão	1	0,24	****	****		
Compressão	3a	0,25	****	****	****	
Sem carga	1	0,27		****	****	
Sem carga	3a	0,28			****	

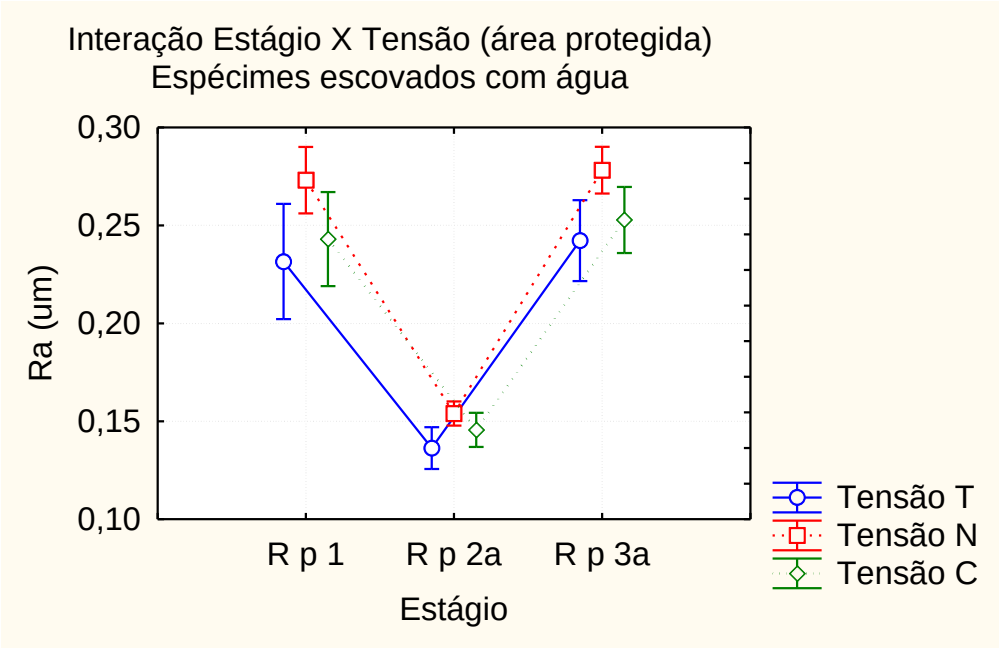


Gráfico 5.8 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade – espécimes protegidos escovados com água

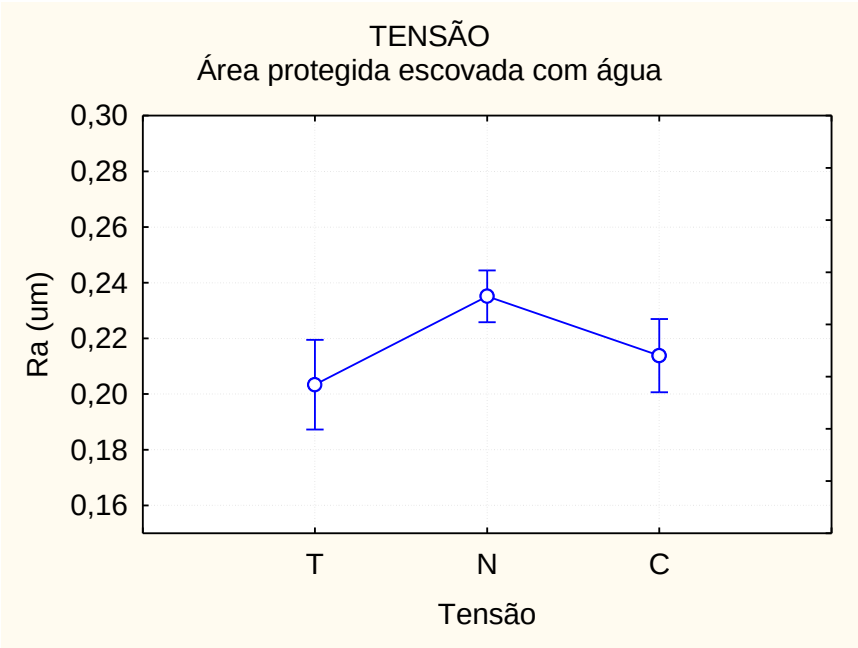


Gráfico 5.9 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (RpA)

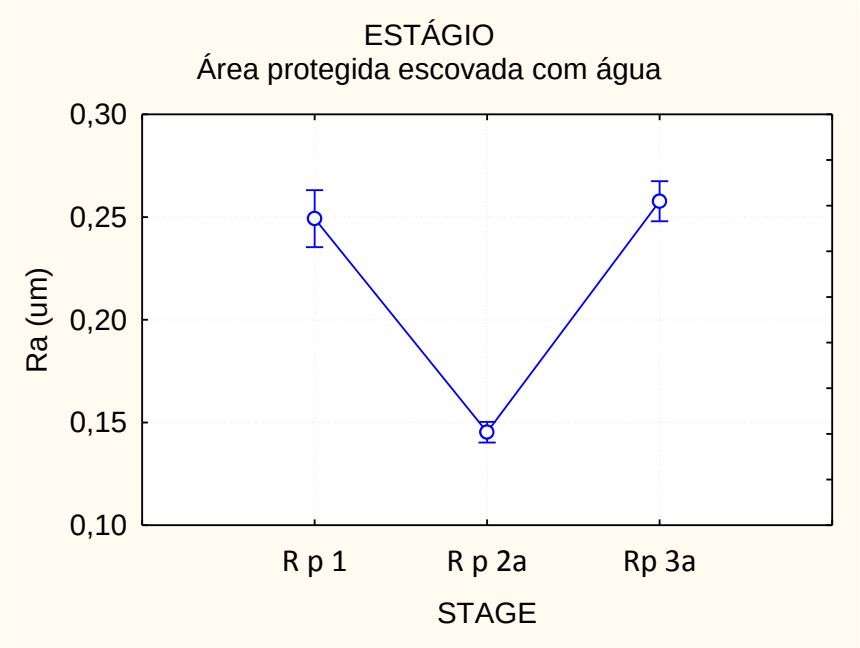


Gráfico 5.10 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo (RpA)

5.2.2 Superfície exposta (corroída):

5.2.2.1 Espécimes escovados com dentifrício (ReD);

Tabela 5.13 - Análise de variância da rugosidade para o grupo (ReD)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(ReD)**				
	S.Q.	G.L.	Q M..	F	P
Regressão	18,29544	1	18,29544	6574,064	0,000000
Tensão	0,00786	2	0,00393	1,413	0,260268
Resíduo	0,07792	28	0,00278		
ESTÁGIO	0,45916	2	0,22958	169,947	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	0,01043	4	0,00261	1,930	0,118096
Resíduo	0,07565	56	0,00135		

Tabela 5.14 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (ReD)

Teste de Tukey **(ReD)** Grupos homogêneos para alfa =05				
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (Ra)	1	2
Tração	2d	0,36		****
Sem carga	2d	0,36		****
Compressão	2d	0,38		****
Compressão	1	0,51	****	
Tração	3d	0,51	****	
Compressão	3d	0,52	****	
Tração	1	0,52	****	
Sem carga	3d	0,55	****	
Sem carga	1	0,53	****	

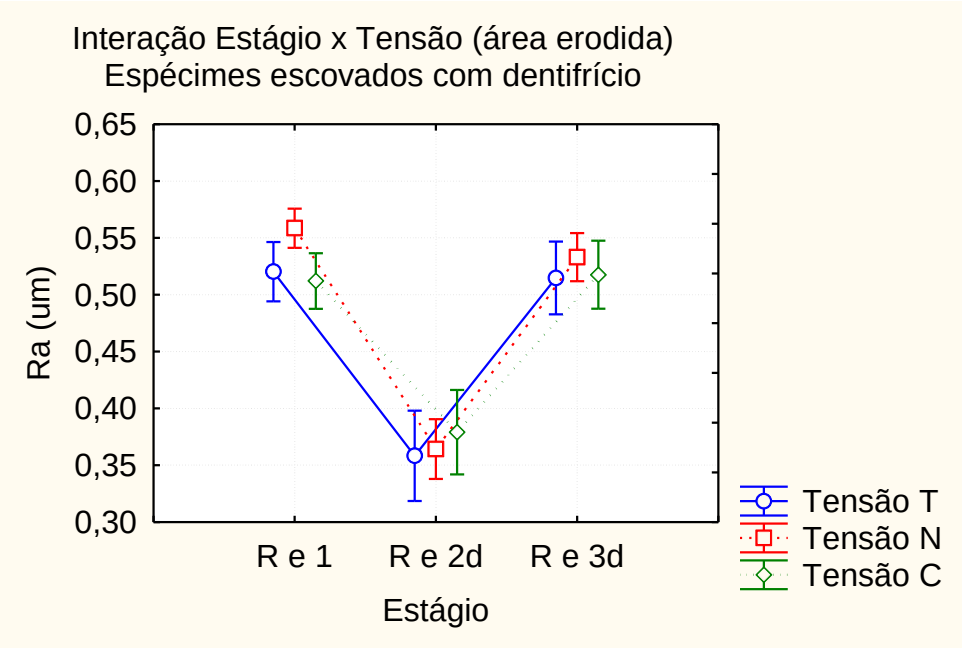


Gráfico 5.11 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade (área erodida) – espécimes escovados com dentifrício

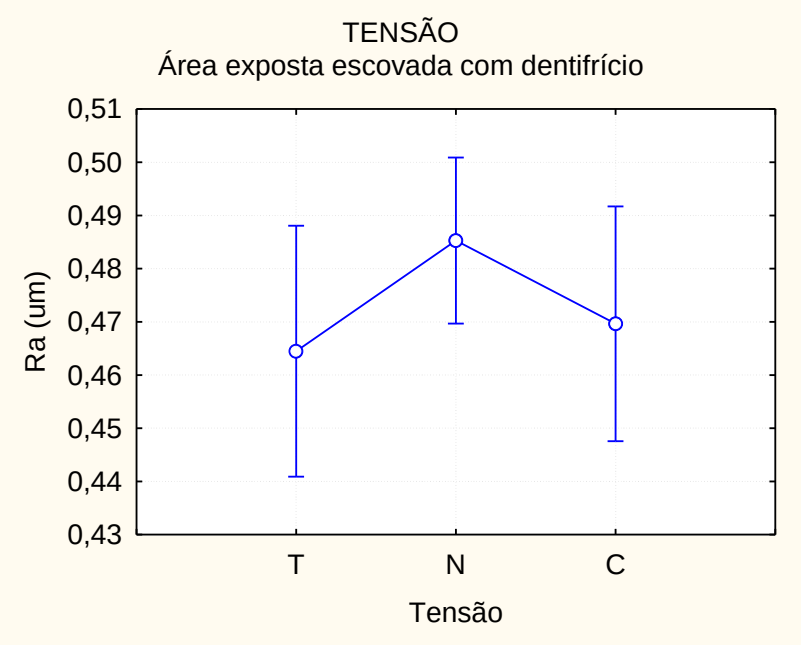


Gráfico 5.12 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (ReD)

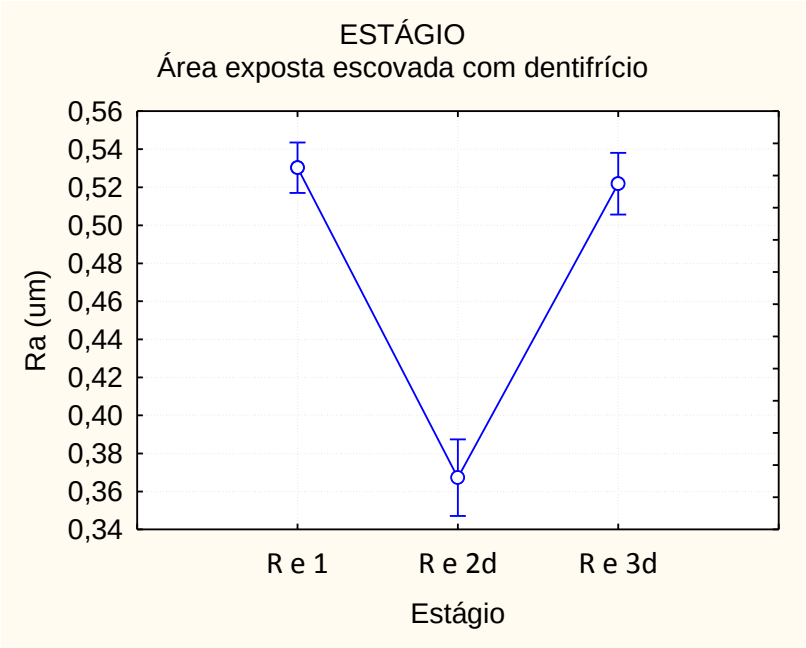


Gráfico 5.13 - Fator estágio em relação à rugosidade para o grupo (ReD)

5.2.2.2 Espécimes escovados com água (ReA);

Tabela 5.15 - Análise de variância da rugosidade para o grupo (ReA)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(ReA)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	P
Regressão	13,28057	1	13,28057	19625,73	0,000000
Tensão	0,00257	2	0,00128	1,90	0,177413
Resíduo	0,01286	19	0,00068		
ESTÁGIO	0,19485	2	0,09742	169,18	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	0,00171	4	0,00043	0,74	0,568394
Resíduo	0,02188	38	0,00058		

Tabela 5.16 -Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da rugosidade para o grupo (ReA)

Teste de Tukey **(ReA)** Grupos homogêneos para alfa =05				
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (Ra)	1	2
Tração	2a	0,40		****
Compressão	2a	0,41		****
Sem carga	2a	0,42		****
Sem carga	3a	0,53	****	
Tração	1	0,53	****	
Tração	3a	0,54	****	
Sem carga	1	0,51	****	
Compressão	1	0,55	****	
Compressão	3a	0,55	****	

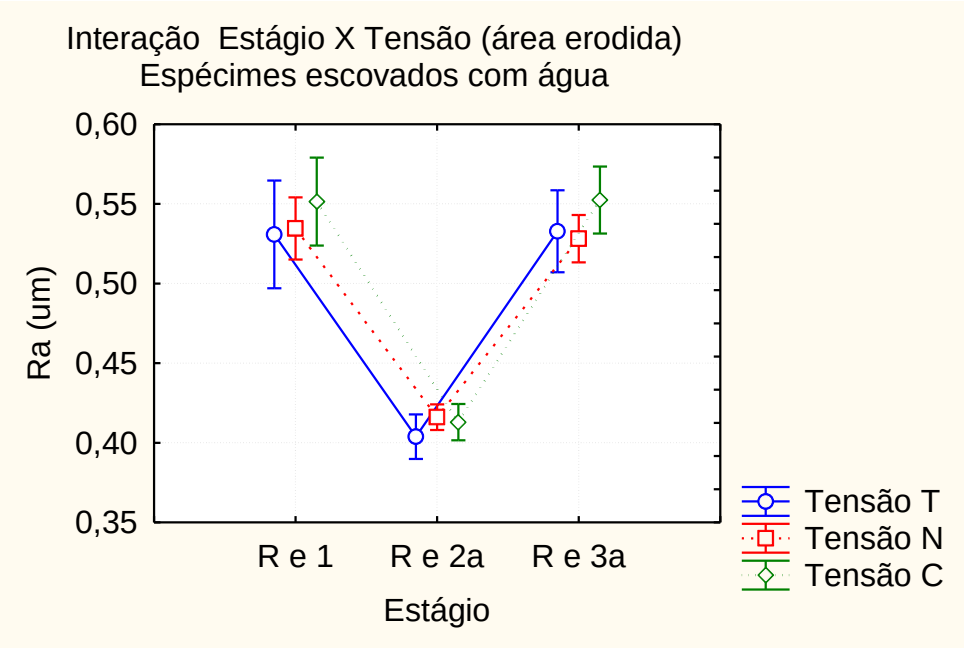


Gráfico 5.14 - Interação Estágio X Tensão em relação à rugosidade (área erodida) – espécimes escovados com água

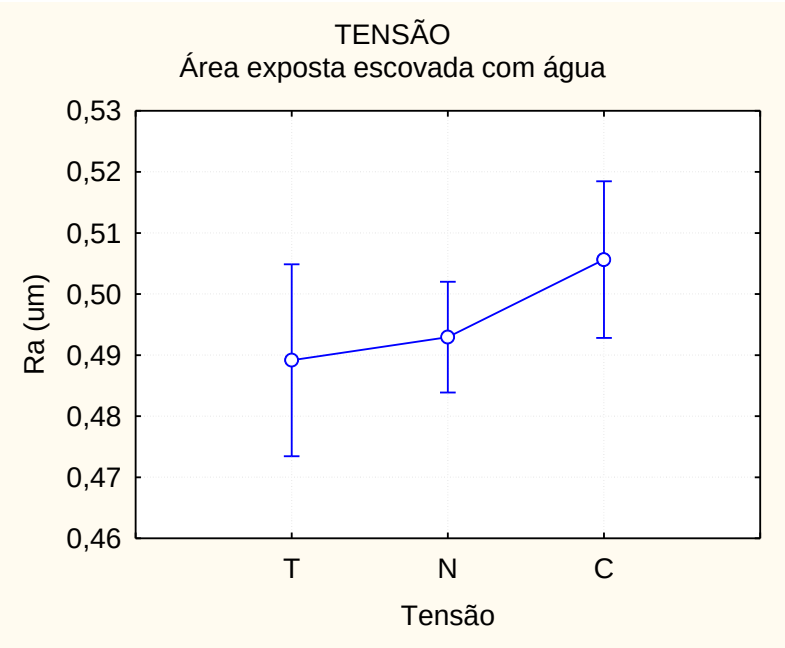


Gráfico 5.15 - Fator Tensão em relação à rugosidade para o grupo (ReA)

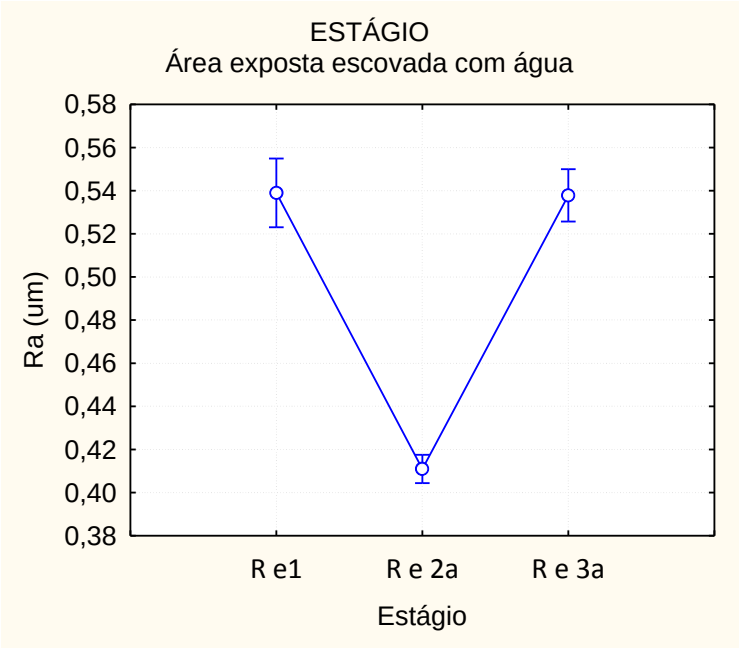


Gráfico 5.16 - Fator Estágio em relação à rugosidade para o grupo (ReA)

5.3 MICRODUREZA

5.3.1 Superfície protegida:

5.3.1.1 Espécimes escovados com dentifrício (MpD);

Tabela 5.17 - Análise de variância para microdureza do grupo (MpD)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(MpD)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	P
Regressão	9574626	1	9574626	57144,26	0,000000
Tensão	17	2	9	0,05	0,949718
Resíduo	4524	27	168		
ESTÁGIO	140111	2	70055	712,37	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	491	4	123	1,25	0,302054
Resíduo	5310	54	98		

Tabela 5.18 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MpD)

Teste de Tukey **(MpD)** Grupos homogêneos para alfa =05						
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (KNH)	1	2	3	4
Sem carga	1	313,5	****			
Compressão	1	313,7	****	****		
Tração	1	315,5	****	****		
Compressão	3 d	324,8	****	****	****	
Tração	3 d	329,8		****	****	
Sem carga	3 d	332,6			****	
Sem carga	2 d	407,8				****
Tração	2 d	411,0				****
Compressão	2 d	414,0				****

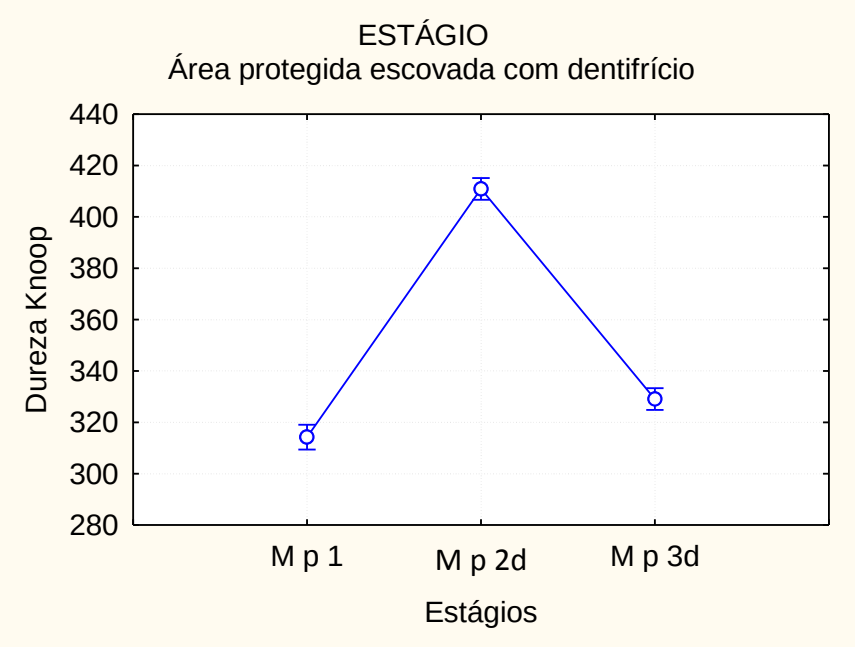


Gráfico 5.17 - Estágios da microdureza do espécime (área protegida) escovado com dentifrício (MpD)

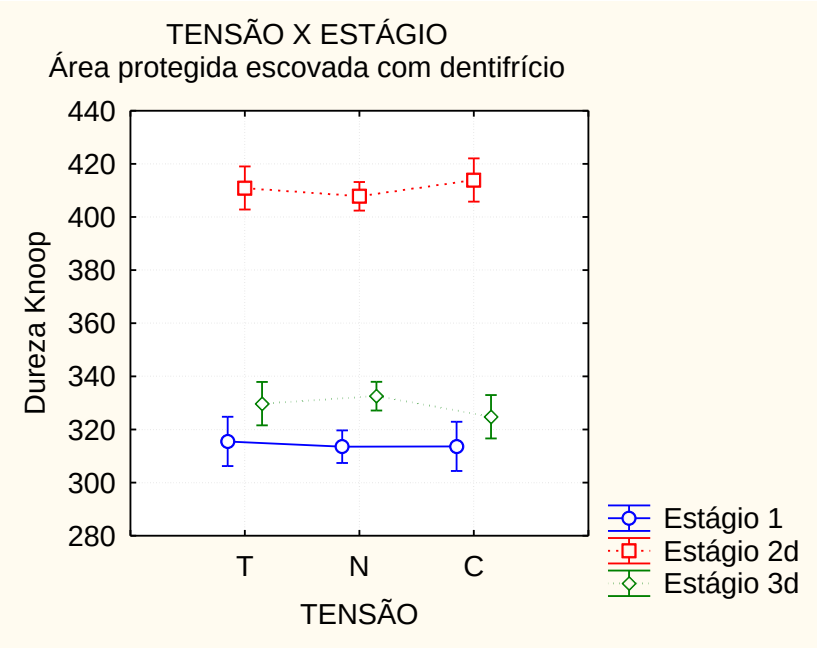


Gráfico 5.18 - Interação Tensão x Estágio em relação à microdureza do grupo (MpD)

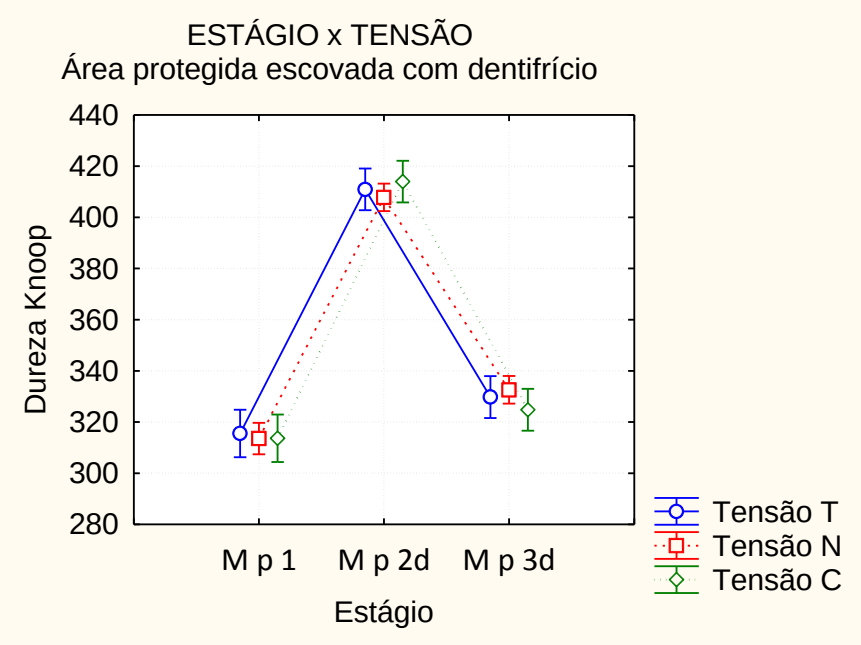


Gráfico 5.19 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza do grupo (MpD)

5.3.1.2 Espécimes escovados com água (MpA);

Tabela 5.19 Análise de variância para microdureza do grupo (MpA)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(MpA)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	p
Regressão	5617480	1	5617480	3857,907	0,000000
Tensão	4078	2	2039	1,400	0,269659
Residuo	29122	20	1456		
ESTÁGIO	69021	2	34511	575,668	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	1372	4	343	5,723	0,000971
Resíduo	2398	40	60		

Tabela 5.20 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MpA)

Teste de Tukey **(MpA)** Grupos homogêneos para alfa =05				
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (KNH)	1	2
Compressão	3a	244,9		****
Tração	3a	262,3		****
Sem carga	3a	267,3		****
Tração	2a	316,9	****	
Tração	1	322,1	****	
Compressão	2a	324,9	****	
Compressão	1	333,8	****	
Sem carga	2a	337,7	****	
Sem carga	1	343,8	****	

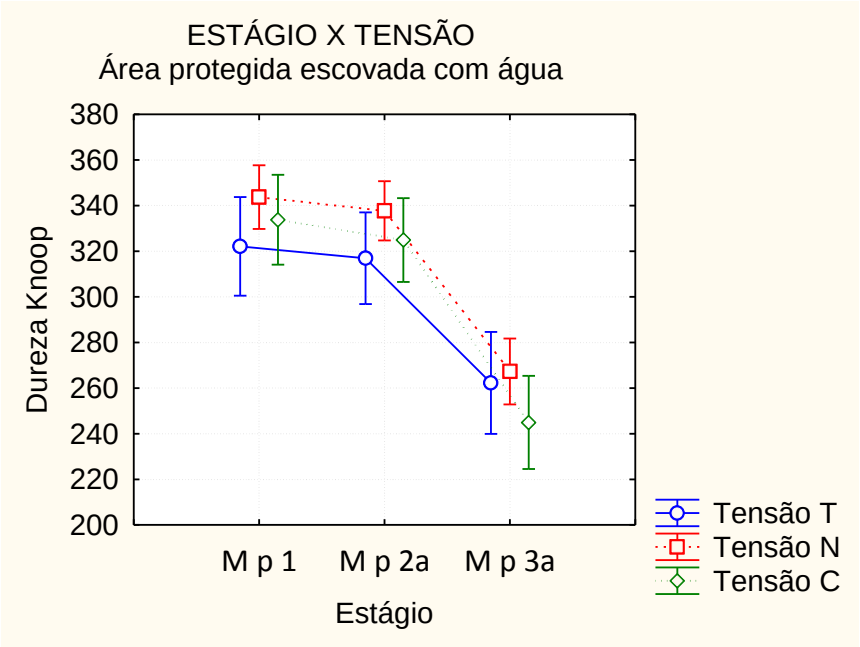


Gráfico 5.20 - Interação Estágio x Tensão em relação à microdureza para o grupo MpA

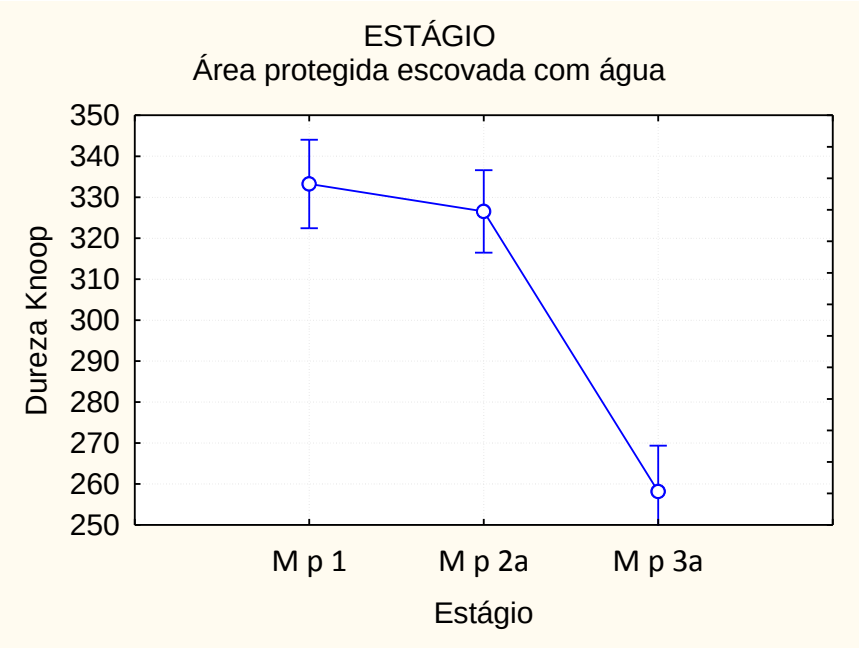


Gráfico 5.21 - Fator Estágio em relação à microdureza para o grupo MpA

5.3.2 Superfície exposta

5.3.2.1 Espécimes escovados com dentifrício (MeD);

Tabela 5.21 - Análise de variância para microdureza do grupo (MeD)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(MeD)**				
	S.Q.	G.L.	Q.M.	F	P
Regressão	736930,0	1	736930,0	12936,99	0,000000
Tensão	211,4	2	105,7	1,86	0,175712
Resíduo	1538,0	27	57,0		
ESTÁGIO	81385,8	2	40692,9	1975,88	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	293,5	4	73,4	3,56	0,011899
Resíduo	1112,1	54	20,6		

Tabela 5.22 -Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MeD)

Teste de Tukey **(MeD)** Grupos homogêneos para alfa =05					
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (KNH)	1	2	3
Tração	1	60,9	****		
Compressão	1	61,7	****		
Sem carga	1	65,8	****		
Tração	3d	85,2		****	
Sem carga	3d	88,1		****	
Compressão	3d	93,5		****	
Compressão	2d	139,5			****
Tração	2d	139,6			****
Sem carga	2d	143,2			****

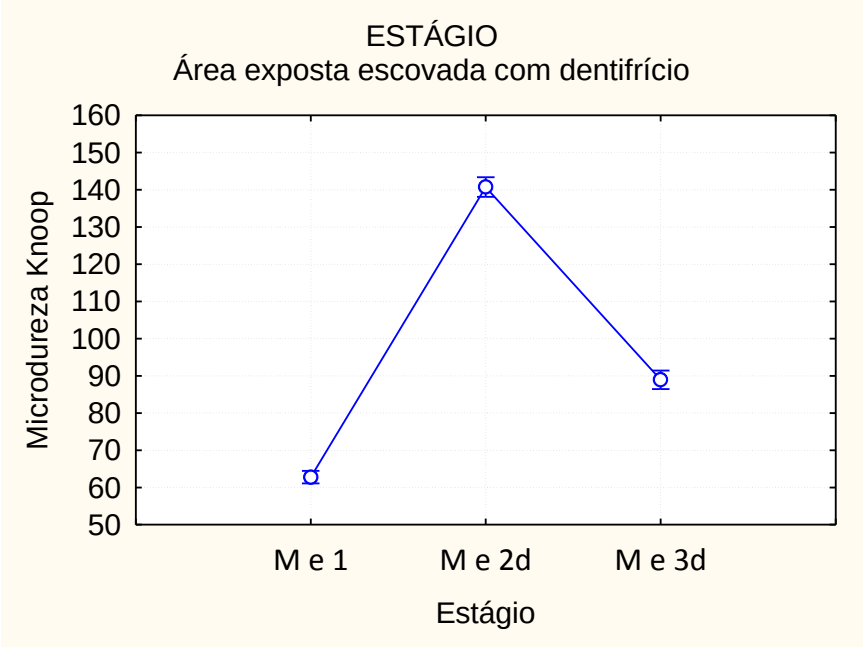


Gráfico 5.22 - Fator Estágio em relação à microdureza para o grupo MeD

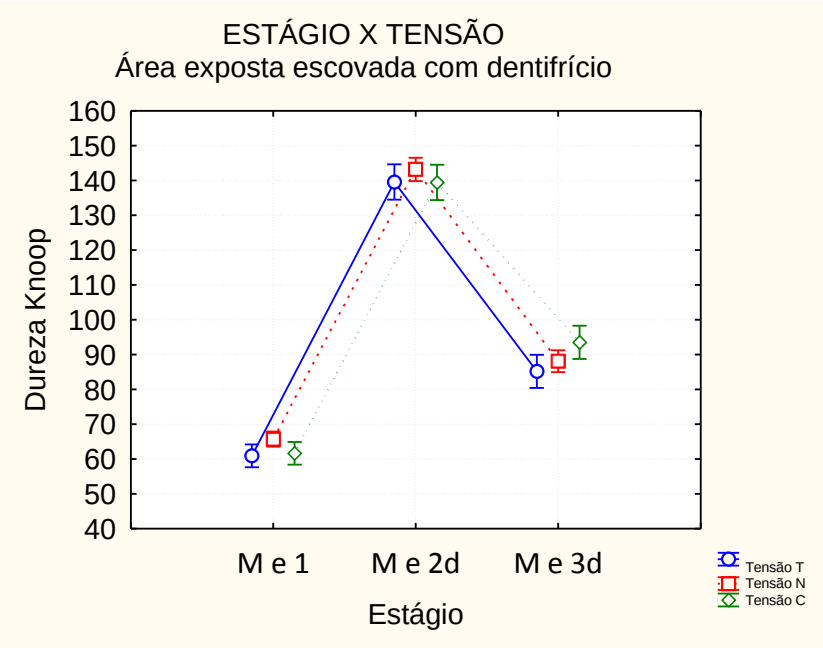


Gráfico 5.23 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza para o grupo MeD

5.3.2.2 Palitos escovados com água (MeA);

Tabela 5.23 - Análise de variância para microdureza do grupo (MeA)

Fonte de variação	Análise de variância para medidas repetidas no mesmo espécime **(MeA)**				
	S.Q	G.L	Q.M.	F	P
Regressão	194146,4	1	194146,4	2360,108	0,000000
Tensão	142,4	2	71,2	0,866	0,436006
Resíduo	1645,2	20	82,3		
ESTÁGIO	5393,9	2	2696,9	790,593	0,000000
ESTÁGIO*Tensão	17,2	4	4,3	1,264	0,300159
Resíduo	136,5	40	3,4		

Tabela 5.24 - Teste de Tukey para as médias da interação Estágio x Tensão da microdureza para o grupo (MeA)

Teste de Tukey **(MeA)** Grupos homogêneos para alfa =05					
Tensão	ESTÁGIO	MÉDIA (KNH)	1	2	3
Tração	3a	41,2			****
Compressão	3a	44,4			****
Sem carga	3a	44,9			****
Tração	2a	60,4	****	****	
Tração	1	62,4	****	****	
Sem carga	2a	63,7	****		
Compressão	1	64,2	****	****	
Compressão	2a	64,4	****	****	
Sem carga	1	66,3		****	

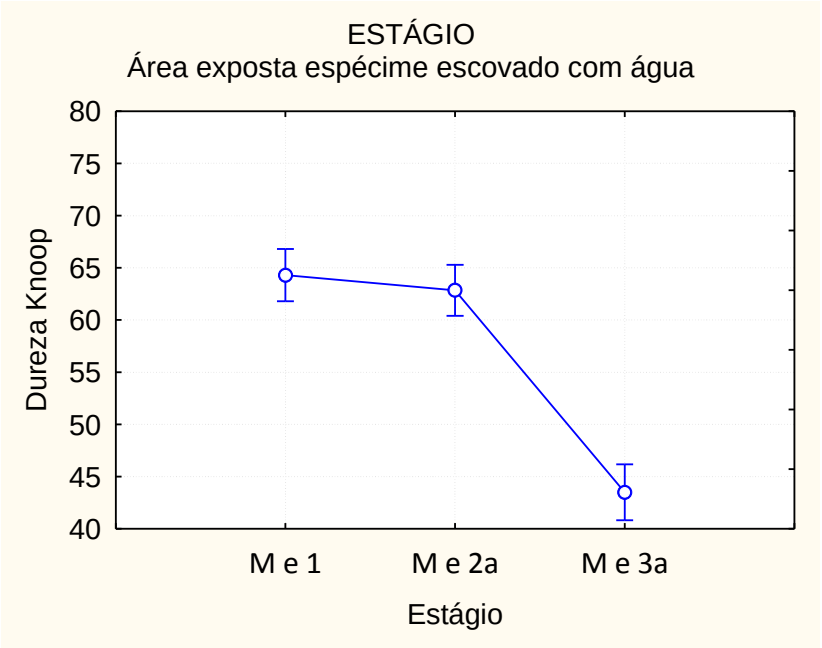


Gráfico 5.24 - Estágios da microdureza do espécime (área exposta) escovado com água para o grupo MeA

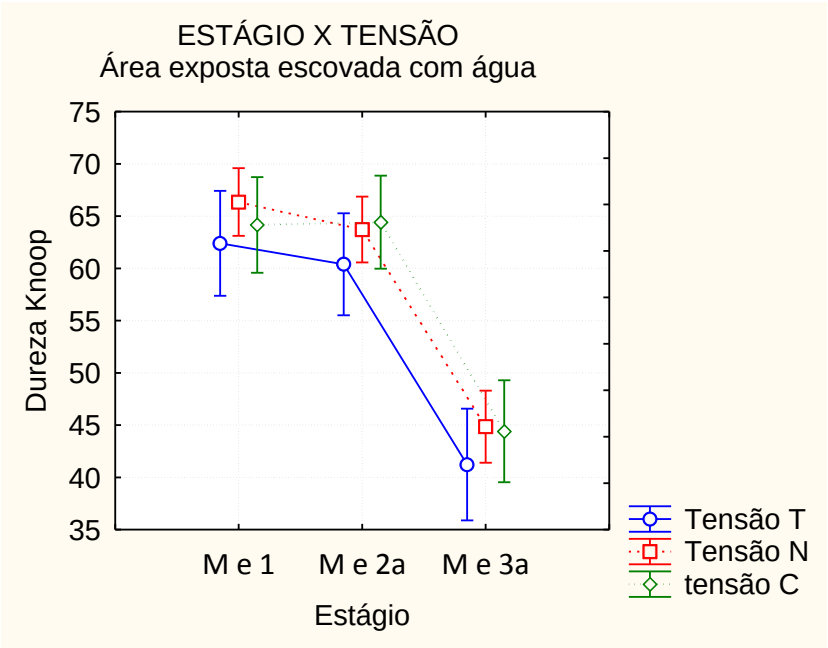


Gráfico 5.25 - Interação Estágio X Tensão em relação à microdureza para o grupo MeA

5.4 MICROSCOPIA DE LUZ POLARIZADA

Os resultados de microscopia de luz polarizada serão apresentados qualitativamente através das imagens dos grupos avaliados. Serão apresentadas imagens dos espécimes que não sofreram carregamento, mas sofreram desafio corrosivo e imagens de espécimes que sofreram carregamento de tração ou de compressão com desafio corrosivo. Neste trabalho não foi realizada a microscopia de luz polarizada para espécimes submetidos exclusivamente por carregamento sem desafio erosivo. A Figura 5.1 apresenta as imagens das lamelas dos palitos que não sofreram carregamento. As letras A, B, C, D, E e F na Figura 5.1 correspondem à tomadas sequenciais de imagens da lamela do palito, de uma extremidade à outra com aumento (40X), sendo que a letra F apresenta uma imagem aumentada (100X).

5.4.1 Espécimes sem carregamento

As áreas protegidas não se distinguem das expostas ao ácido. Os espécimes não carregados evidenciaram o esmalte com estrutura normal. A faixa escura estreita na região da superfície exposta é um artefato de técnica, pois corresponde à região num plano perpendicular ao do plano da imagem, que não pode entrar em foco. Não foi possível notar áreas erodidas devido ao processamento, pois, muito provavelmente, durante o desgaste e polimento, ocorreu a perda de eventuais regiões superficiais enfraquecidas pelo ácido (já que os espécimes não foram impregnados pela resina de embutimento, mas apenas embutidos nela, e a resina se destacou durante o processamento). Mas fica evidente que o ácido não parece ter atuado em profundidade do esmalte.

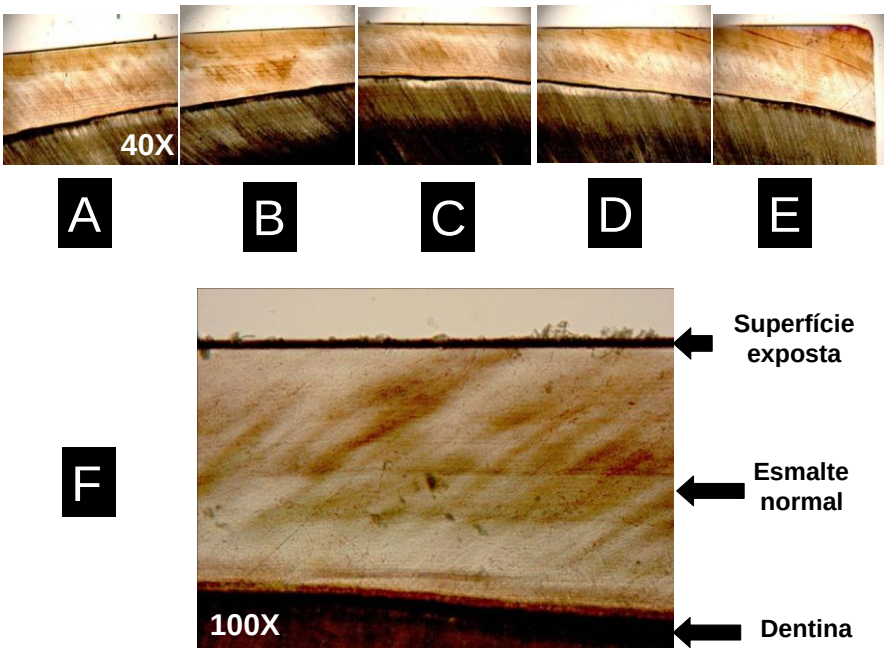


Figura 5.1-Espécime sem carregamento. A-E: imagens sequenciais em 40X. F - área representativa em 100X, evidenciando normalidade

5.4.2 Espécimes submetidos a carregamento por compressão

No grupo submetido ao carregamento por compressão (Figura 5.2), as áreas protegidas também não se distinguem das expostas ao ácido. Os espécimes carregados por compressão também evidenciaram um esmalte com estrutura normal, sem áreas desmineralizadas ou com fraturas. Como no grupo não carregado, também não foi possível notar áreas erodidas devido ao processamento, pois, muito provavelmente, durante o desgaste e polimento, ocorreu a perda de regiões superficiais enfraquecidas pelo ácido. Mas fica claro que o ácido não parece ter atuado em profundidade do esmalte carregado sob compressão.

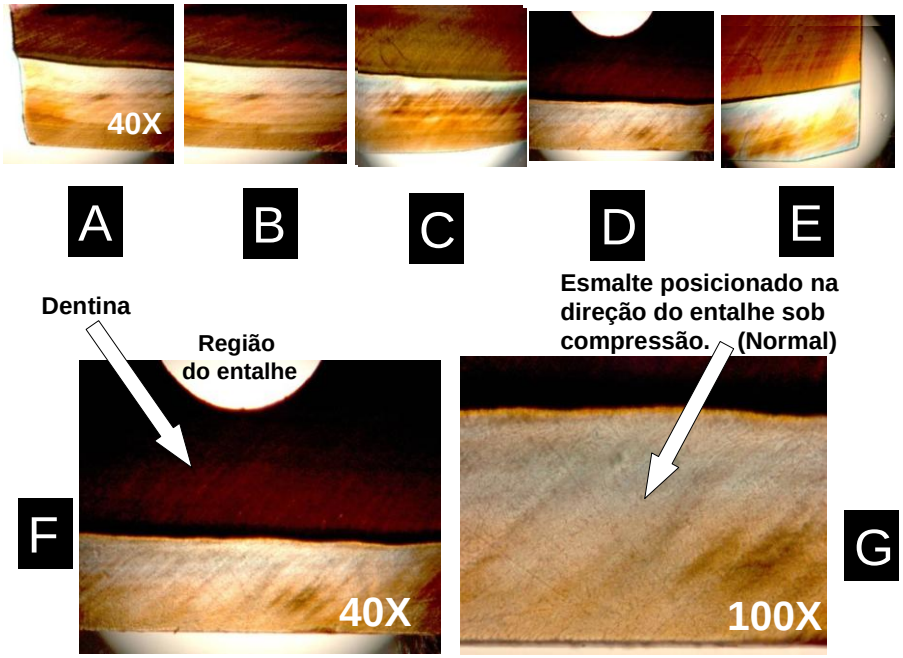


Figura 5.2 - Espécimes carregados por compressão analisados por microscopia por luz polarizada. . A-F: imagens sequenciais em 40X. F - área representativa em 100X, evidenciando normalidade.

5.4.3 Espécimes submetidos a carregamento por tração

Este grupo carregado por tração também apresentou áreas protegidas que não se distinguem das expostas ao ácido. Entretanto, os espécimes carregados por tração evidenciaram uma estrutura de esmalte com micro-trincas (rachaduras). As trincas no esmalte localizavam-se próximas ao entalhe da dentina. Também não foi possível notar áreas erodidas devido ao processamento, pois, muito provavelmente, durante o desgaste e polimento, ocorreu a perda de regiões superficiais enfraquecidas pelo ácido. Por outro lado, não ficou claro se o ácido atuou em profundidade no esmalte devido à presença das micro-trincas que apareceram com o carregamento, pois é possível notar que as trincas conectadas com a superfície são mais largas que as que não estão aparentemente conectadas (círculo vermelho na Figura 5.3).

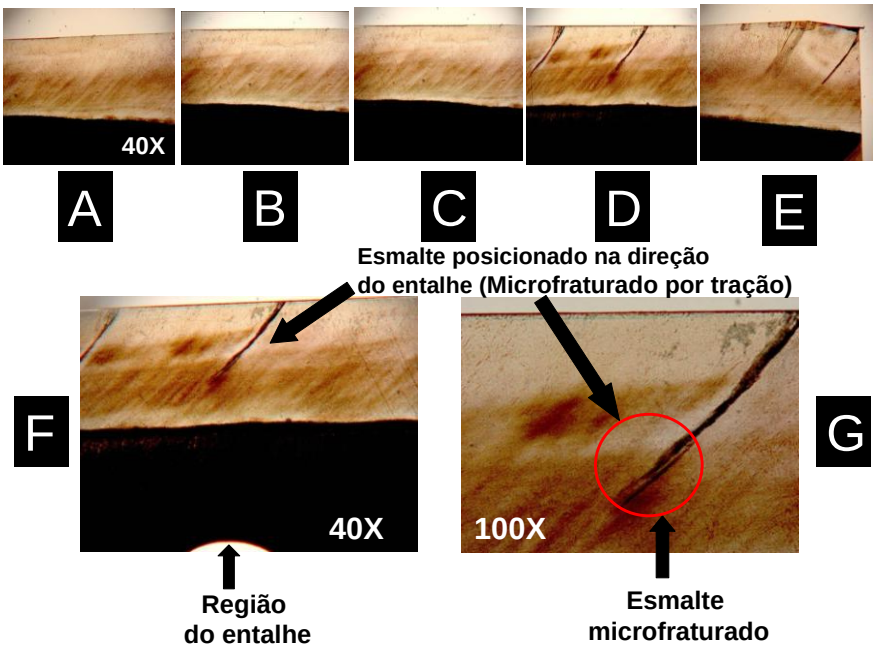


Figura 5.3 - Espécimes carregados por tração analisados por microscopia por luz polarizada. A-F: imagens sequenciais em 40X. G - área representativa em 100X, evidenciando linhas de fratura O círculo vermelho aponta para duas fraturas, uma das quais não parece conectar-se com a superfície e é mais estreita

6 DISCUSSÃO

6.1 MÉTODO

De acordo com Grippo et al. (46), mais estudos são necessários para tentar elucidar o papel da corrosão e das tensões estáticas e cíclicas na formação das lesões não cariosas. Procuramos nesta pesquisa *in vitro*, simular algumas das condições que podem concorrer para causar lesões não cariosas (corrosão, tensão e abrasão). Há poucos trabalhos nesta linha de pesquisa e por isso resolveu-se estudar o efeito do carregamento estático sob a ação de um desafio ácido (corrosivo) a fim de tentar elucidar este assunto ainda não muito bem esclarecido.

Nenhum dos palitos submetidos à tensão de compressão fraturou durante os ensaios e isto pode estar relacionado a que a compressão seja menos danosa ao esmalte que a tração, conforme os resultados apresentados no (Gráfico 5.1 (página 64). Esta hipótese seria suportada pela comparação das imagens de microscopia (Figura 5.2, na página 88, comparada com a Figura 5.3, na página 89). Mas também se nota na (Figura 4.1) da página 44 que o braço de alavanca ficou um pouco menor quando o espécime foi posicionado para o ensaio de compressão. Mas as figuras de finitos (Figura 4.2 e Figura 4.3) mostram pico de máxima principal de 0,184 MPa na região da superfície do esmalte, logo acima do entalhe, e também -0,184 MPa de pico para mínima principal na mesma região. Na realidade é mais provável que a causa das fraturas esteja relacionada com a constituição do esmalte (esmalte e dentina, como materiais cerâmicos, resistem menos à tração que à compressão) e às suas características anisotrópicas. Outra explicação seria que haveria um menor efeito do ácido sob compressão (o que concorda com o fato de que a profundidade da lesão tenha sido significativamente menor, em alguns casos — como mostra o (Gráfico 5.1 – p. 64 — sob compressão do que sob tração). Isto se explicaria aceitando que a compressão tenderia a fechar os espaços interprismáticos, enquanto a tração tenderia a abri-los. Uma vez abertos, a corrosão seria facilitada neles: assim se explicaria que trincas conectadas com a superfície (e, por tanto,

expostas diretamente ao ácido) apareçam mais largas que as não conectadas (Figura 5.3, p. 89).

6.2 PROFUNDIDADE DA LESÃO

Neste estudo, de acordo com os resultados estatísticos, pode-se perceber que, do lado do entalhe, não houve diferenças significantes induzidas pelo carregamento (tensão de tração, de compressão ou sem tensão) sobre a profundidade da lesão (tanto nos grupos escovados com dentifrício ou com água), mas apenas pelo estágio. Ou seja, apenas o ácido foi o responsável pelo degrau como demonstrado na (Tabela 5.5) e (Tabela -5.7) onde se evidencia que o estágio foi estatisticamente significante e a tensão não. Observa-se também que em todos os estágios houve aumento da profundidade da lesão conforme se constata pela (Tabela 5.2, Tabela 5.4, Tabela 5.6 e Tabela 5.8).

Já do lado onde o palito foi fixado, nos espécimes escovados com dentifrício, a tensão influenciou significantemente a profundidade da lesão (Tabela 5.1), mas não em todos os estágios: no primeiro estágio não houve diferenças significantes entre os grupos. Entretanto, tanto no segundo como no terceiro estágios, a tração aumentou significativamente a profundidade da lesão, conforme (Gráfico 5.1, p. 64). No segundo e terceiro estágios, de acordo com (Gráfico 5.1) a tração provocou profundidade da lesão significantemente maior que a compressão, enquanto que a ausência de tensão provocou profundidade intermediária

O fato de ter dado um resultado diferente quando se compara o lado do entalhe e o lado fixado aponta para a possibilidade de que as tensões mais intensas (como as existentes no lado do entalhe, conforme a (Figura 4.2 – p. 45), e a (Figura 4.3 – p. 46) podem não ser as mais prejudiciais. Ou seja: existiria uma faixa de tensões especialmente crítica (talvez para cada pH, mas não sabemos, pois nesta experiência foi usado apenas um único pH), mas não seria necessariamente pior a faixa das maiores tensões suportáveis pelo esmalte. No nosso estudo utilizamos um

nível de tensão próximo daquele que provoca a fratura; tanto que alguns dos espécimes submetidos a tração fraturaram durante os ensaios.

No grupo escovado com água, avaliado no lado fixado, o carregamento não influenciou significantemente na profundidade da lesão conforme mostrado na (Tabela 5.3). Como demonstrado no (Gráfico 5.1) o esmalte submetido à tração desgasta mais que o submetido à compressão apenas quando escovado com dentifrício e do lado fixado. Isto significa que devem existir mecanismos complexos de interação entre desgaste e corrosão e que os níveis de tração ou sua orientação, podem ser importantes para determinar a quantidade de desgaste.

Em relação à profundidade da lesão, tanto escovar com dentifrício ou só com água parece exacerbar o desgaste. Quando escovado com dentifrício, o esmalte sujeito à tração desgasta mais do que o sujeito à compressão do lado fixado conforme o que se observa no (Gráfico 5.1).

Pelas simulações por AEF, esperava-se que os espécimes carregados poderiam apresentar maior profundidade da lesão no esmalte localizado próximo do entalhe feito em dentina (pois ali foi maior a tensão), mas isso não ficou constatado de acordo com os resultados que obtivemos.

Neste estudo parece ficar claro que a maior influência foi a do pH. O efeito da tensão não ficou evidenciado, exceto no grupo de espécimes escovados com dentifrício do lado fixado (Tabela 5.1 — página 63), para os quais o tipo de tensão produziu efeito significante. Tanto para os casos de espécimes escovados com água do lado fixado (Tabela 5.3 – página 65), como para espécimes escovados com dentifrício do lado do entalhe (Tabela 5.5 – p. 66) e espécimes escovados com água do lado do entalhe (Tabela -5.7 – p. 67) pareceu que a profundidade da lesão independe do tipo de tensão suportada (tração, compressão ou sem carga).

Também de acordo com a literatura, no esmalte, a presença de flúor nos dentifrícios reduz significantemente a progressão do desgaste nas lesões de corrosão-abrasão, independente do nível de abrasivo e há estudos sobre o uso do flúor para prevenir lesões de corrosão-abrasão. (38) (87) (88) (89). Há outros trabalhos em que se reporta que, na presença de flúor, há uma diferenciação clara entre níveis de abrasivos e que o flúor parece não somente reduzir a perda da superfície do esmalte, mas também realçar o efeito da abrasividade dos dentifrícios (87).

Analisando a associação entre corrosão e abrasão em uma pesquisa in situ, Lussi *et* all (90) observaram que a perda de esmalte subsequente à escovação dental de dentes previamente erosionados (corroídos) com ácido cítrico durante 3 minutos foi aproximadamente 10 vezes maior do que a do esmalte que não havia sofrido processo corrosivo. Segundo Fraunhofer e Rogers (91), há uma relação linear entre a dissolução da superfície e o tempo de exposição dos espécimes a bebida ácida.

Apesar de neste trabalho a perda da superfície do esmalte não ter sido na mesma proporção do estudo apresentado por Lussi e Franunhofer, a perda ocorreu linearmente, visto que a cada estágio, perdia-se mais superfície de esmalte quando o mesmo voltava a ser exposto no desafio ácido, anulando o efeito da escovação com dentifrício fluoretado

Neste trabalho, o que pode ter ocorrido foi que, como os espécimes foram expostos a uma solução erosiva pH 3,75 por 2 horas, a ação erosiva foi muito intensa e de curta duração em relação ao que ocorre clinicamente em lesões por “abfração”. Assim, o esmalte pode ter sido dissolvido sem dar tempo para aparecer algum efeito que poderia manifestar-se no esmalte que sofreu carregamento.

Chama a atenção que, do lado do entalhe os resultados sejam mais “erráticos” ou difíceis de explicar uma vez que ora parece haver tendência de ser mais danosa a compressão, ora a tração, ora sem que a tensão influa. Assim, no terceiro estágio, no lado do entalhe no grupo escovado com dentifrício, com a tensão de compressão a profundidade da lesão apresentou valores numericamente maiores quando comparado com os outros tipos de tensão (Gráfico 5.3 – p. 67); mas também, no terceiro estágio, para o grupo sem tensão, os valores de profundidade de lesão são maiores que os outros grupos (Gráfico 5.4 – p. 68).

Isso poderia estar relacionado com: (1) que as medições de degrau nessa região seriam mais críticas e variáveis, porque a tensão também tenha variado muito (quando a concentração de tensão é grande, regiões muito próximas podem apresentar tensão muito diferente); (2) que a determinação do ponto exato em que seria colocado o limite da janela desprotegida teria precisado uma técnica mais exata.

6.3 RUGOSIDADE

Pela análise dos grupos avaliados quanto à rugosidade, este estudo não mostrou diferenças significantes em relação a realizar-se a escovação com água ou com dentifrício, ou seja: escovar com água ou dentifrício deixa a rugosidade menor (no segundo estágio) do que no primeiro e terceiro estágios de acordo com o Gráfico 5.7, Gráfico 5.10, Gráfico 5.13 e Gráfico 5.16, onde se percebe que a escovação atua diminuindo a rugosidade. Escovar com água deixa a superfície com tendência a ficar mais rugosa do que com dentifrício (mas não estatisticamente significante); isso ocorreu provavelmente pela ação abrasiva do dentifrício que desgasta a superfície tornando-a um pouco mais lisa. Reporta-se na literatura que dentes submetidos a desafios ácidos erosivos (corrosivos) são mais susceptíveis ao desgaste por escovação do que os dentes sadios. Portanto, a corrosão e abrasão podem ter efeito aditivo ou sinergético na produção de desgaste do esmalte e da dentina (90).

Neste trabalho, de acordo com os resultados (Gráfico 5.7, Gráfico 5.10, Gráfico 5.13 e Gráfico 5.16) pareceu que a ação das cerdas (escovação) foi mais importante do que o abrasivo do dentifrício para produzir a diminuição da rugosidade, visto que grupos escovados com dentifrício ou com água não apresentaram diferenças significantes nos resultados, onde houve escovação a rugosidade diminuiu. Pode ser também que, apesar do dentifrício conter abrasivo (que poderia ter deixado a superfície mais rugosa), pela presença de flúor na sua fórmula e com isso dar maior proteção ao esmalte tornando-o mais duro, favoreceu para que ele ficasse menos rugoso do que a superfície escovada somente com água.

De acordo com as análises de variância para cada grupo (Tabela 5.9, Tabela 5.11, Tabela 5.13 e Tabela 5.15), o estágio foi significante em relação à rugosidade para todos os grupos, sendo que nos estágios escovação (com água ou dentifrício), os espécimes apresentaram menor rugosidade do que no estágio inicial e no último estágio.

Após o terceiro desafio, a rugosidade volta a aumentar e fica como no primeiro estágio, anulando o efeito da escovação.No segundo estágio, em todos os grupos avaliados (Gráfico 5.7, Gráfico 5.10, Gráfico 5.13 e Gráfico 5.16) a

rugosidade havia diminuído pela escovação (tanto com dentifrício ou água) mas, quando os espécimes entraram em contato novamente com a solução corrosiva, sem serem expostos à escovação, a rugosidade torna a aumentar. Chama a atenção que a rugosidade das regiões protegidas também aumente à medida que transcorrem os estágios (Gráfico 5.7 e Gráfico 5.10). De qualquer modo, embora detectadas estas pequenas diferenças, parecem não alterar a condição de “bom polimento” (pois a variação de 0,15 para 0,20 faria passar de classificação N3 para N4 segundo a Norma NBR 8404/1984, o que ainda expressa um grau de polimento muito bom). Existem várias possibilidades que poderiam explicar este fato: (1) a proteção não foi totalmente eficaz e o ácido prejudicou progressivamente o esmalte; (2) A tensão, por si só, provocaria aumento da rugosidade; mas, como existem os casos sem tensão em que a rugosidade aumenta (Gráfico 5.6, Gráfico 5.8, Gráfico 5.11 e Gráfico 5.15), a primeira possibilidade parece mais verdadeira. (3) A simples colocação e remoção da proteção teriam poder de alterar a rugosidade (por deixar algum resíduo de cola ou por arrancar algum “smear” que contribuísse com o polimento).

Em relação à tensão, a rugosidade foi maior sem tensão na área protegida (Gráfico 5.6) e na área exposta, a rugosidade foi bem maior que na área protegida quando se compara os valores de Ra de acordo com o (Gráfico 5.6, Gráfico 5.9, Gráfico 5.12 e Gráfico 5.15), mas a tensão não interfere significativamente, apesar de manter uma tendência a se comportar por igual à área protegida.

A tração propiciou uma rugosidade menor na área protegida, parece que a proteção não foi perfeita e o ácido penetra abaixo da fita e este ácido tem ação sobre as partes salientes e quando ocorre a tração estas são dissolvidas em primeiro lugar. Por este raciocínio pode-se inferir que o abrasivo do dentifrício diminui a rugosidade (Gráfico 5.7) eliminando as partes mais salientes e que, mesmo sem abrasivo (Gráfico 5.10), escovando-se só com água, a rugosidade diminui uma vez que as cerdas durante a escovação também eliminam as partes salientes.

6.4 MICRODUREZA

A microdureza do esmalte foi avaliada para os palitos escovados com água e com dentifrício, nas áreas protegidas e expostas (corroídas) em todos os estágios deste experimento.

Chama a atenção o fato de que, ao analisar a evolução da dureza nas áreas protegidas, seja possível notar variações entre os estágios. Parece possível explicar o aumento de dureza entre o primeiro e segundo estágios dos espécimes escovados com dentifrício (Gráfico 5.17 e Gráfico 5.22) pela deposição de íons provenientes do dentifrício, já que a proteção foi removida antes da escovação e os íons entraram em contato com essa região. Mas, nesse caso não se poderia esperar a redução de dureza (até o retorno à dureza do primeiro estágio) entre o segundo e o terceiro estágios. Isto só pode ter acontecido se a proteção com a fita adesiva não for totalmente impermeável ao ácido e os íons vão sendo progressivamente perdidos em presença do ácido, mesmo através dela. Esta interpretação parece perfeitamente compatível com o fato de que os espécimes escovados apenas com água apresentem uma redução progressiva da dureza do primeiro ao terceiro estágios (KHN 330, 320, 260). No entanto, se considerarmos a ordem de grandeza dos valores de dureza das áreas desprotegidas (KHN 60, 60, 40 para escovação com água e 60, 140, 90 para escovação com dentifrício – ver (Tabela 5.24 na página 84 e Tabela 5.22 na página 83) fica evidente o efeito protetor da fita. Em resumo: parece claro que a proteção não é completa e parece claro que a escovação com o dentifrício é capaz de aumentar a dureza do esmalte.

Como demonstrado pela análise de variância (Tabela 5.17, Tabela 5.19, Tabela 5.21 e Tabela 5.23) a tensão (tração ou compressão), não interfere significantemente na microdureza tanto nas áreas erodidas ou sadias nos grupos escovados com água ou dentifrício.

A escovação com dentifrício dá uma melhora significante na microdureza dos dois estágios posteriores (segundo estágio e terceiro estágio), tanto na área erodida quanto na sadia, de acordo com o (Gráfico 5.17) e (Gráfico 5.22).

O aumento da dureza no segundo estágio ainda persiste parcialmente no terceiro estágio, sugerindo que o dentifrício aumenta a dureza, mas não impede

posteriormente a remoção do tecido endurecido, conforme também demonstrado no (Gráfico 5.17) e no (Gráfico 5.22) Poderia se pensar em formular dentifrícios com íons capazes de remineralizar e endurecer a superfície, mas que tivessem maior resistência à dissolução em ácidos do que a hidroxiapatita natural ou a fluoretada.

Em relação ao estágio, percebeu-se que o estágio interfere significantemente na microdureza em todos os grupos de acordo com os valores apresentados (Tabela 5.17, Tabela 5.19, Tabela 5.21 e Tabela 5.23). O segundo estágio, apenas nos espécimes escovados com dentifrício, apresentou microdureza significativamente maior, tanto nas áreas expostas quanto nas protegidas (Gráfico 5.17 e Gráfico 5.22).

6.5 MICROSCOPIA DE LUZ POLARIZADA

O processamento para observação na luz polarizada não garantiu a preservação de regiões superficiais de esmalte eventualmente tornadas muito porosas e mecanicamente enfraquecidas, já que o embutimento em resina não penetrou nas porosidades para preservá-las durante o lixamento e polimento.

Os espécimes que sofreram tração apresentaram uma morfologia diferente dos grupos sem carga e dos grupos submetidos a carregamento por compressão. Os grupos que não sofreram carregamento e os grupos submetidos ao carregamento de compressão (Figura 5.1 e Figura 5.2) apresentaram um esmalte com padrão normal, sem alterações aparentes de desmineralização em profundidade ou micro-fraturas. No grupo de espécimes que sofreu carregamento de compressão uma hipótese para que não tenha aparecido nenhuma alteração no esmalte seria que a compressão protegeria o esmalte, impedindo o distanciamento e movimentação entre os prismas.

Já na região do esmalte localizado na direção do entalhe em dentina (área que concentrou a maior tensão no esmalte) os espécimes submetidos ao carregamento por tração apresentaram rachaduras – micro-fraturas longitudinais no esmalte (Figura 5.3). Este achado é importante e parece estar relacionado com alguns fatos que ocorreram durante os ensaios para a realização deste trabalho.

Durante os ensaios, somente palitos que sofreram carregamento de tração fraturaram e isso ocorreu em todos os estágios onde pelo menos um palito fraturou quando foi submetido a este tipo de carregamento. Nenhum outro espécime dos outros grupos fraturou durante os ensaios. Parece que, com a tração, pode ter havido um distanciamento entre os prismas de esmalte (visto que a capacidade das estruturas dentárias suportarem tração é limitada), causando ruptura das ligações químicas entre os prismas de hidroxiapatita. Com isso, foram ocorrendo rupturas das ligações entre as estruturas cristalinas do esmalte, e, como o espécime também sofreu um desafio corrosivo, a solução ácida penetrou na região micro-fraturada pela linha da trinca, como também ocorreria segundo a teoria da abfração (24).

Isto é apenas uma hipótese visto que neste trabalho não foi feito um grupo controle para microscopia de luz polarizada com espécimes submetidos somente a carregamento e, por isso, não dá para afirmar que as linhas de fratura dos nossos achados são devidas uma ação conjunta de carregamento mais desafio corrosivo ou somente pela ação da carga. Pode ser que somente o carregamento poderia ter sido capaz de produzir estas micro-trincas no esmalte mesmo que o espécime não tivesse sido submerso em um meio ácido.

Em metais também ocorre corrosão sob tensão estática onde a solução ácida corrosiva penetra nas microfraturas causadas pelo carregamento, potencializando o efeito da tensão, como o que ocorre na abfração (92).

Myoung et al. (93) relatam que o esmalte, quando submetido a carregamento, apresenta linhas de fraturas com aparência de tufos que partem da junção amelo-dentinária e também fissuras que são direcionadas na direção da JED em função da tensão concentrada no local do carregamento.

De acordo com Betchle et al. (94) as micro-fraturas (rachaduras) propagam-se primeiramente na região rica em proteínas (bainha do prisma) e a trinca ocorre em um ângulo inclinado em direção à rachadura inicial não só devido à inclinação dos prismas e direção dos cristalitos de hidroxiapatita, mas potencialmente devido ao cisalhamento das proteínas.

Neste trabalho, apesar das linhas de fratura não partirem da junção amelo-dentinária como reportado por Myoung et al. (93), elas seguem inclinadas acima da JED e estendem-se até a superfície. Possivelmente estas linhas de fratura são decorrentes do carregamento de tração uma vez que só apareceram no grupo

submetido a este tipo de carregamento e, também, apenas espécimes carregados para produzir tração fraturaram durante os ensaios.

Por outro lado, poderia se pensar que os espécimes submetidos à tração tenham fraturado porque na fixação dos espécimes no dispositivo para realização dos ensaios, tenha se formado um braço de alavanca um pouco maior na tração, por causa do modo de fixar o espécime (Figura 4.1), levando à fratura por tração e não por compressão. Mas as figuras de finitos (Figura 4.2 e Figura 4.3) mostram pico de máxima principal de 0,184 MPa na região da superfície do esmalte, logo acima do entalhe, e também -0,184 MPa de pico para mínima principal na mesma região. Na realidade é mais provável que a causa das fraturas esteja relacionada com a constituição do esmalte (esmalte e dentina, como materiais cerâmicos, resistem menos à tração que à compressão) e às suas características anisotrópicas.

7 CONCLUSÕES

De acordo com este estudo realizado, pode- se concluir que:

EM RELAÇÃO À PROFUNDIDADE DA LESÃO:

A. TENSÃO:

1. Do lado do entalhe, nem a tensão de tração nem a de compressão provocaram variação significante na profundidade da lesão em relação aos espécimes sem tensão, apesar de notar-se uma tendência do lado do entalhe de que a tração provoque degrau maior que a compressão e a ausência de tensão valores intermediários;

2. Do lado onde o palito foi fixado, nos espécimes escovados com água, não foi possível perceber diferenças significantes na profundidade da lesão causadas pela tensão em nenhum dos grupos. Já nos espécimes escovados com dentifrício, a tensão influenciou significativamente a profundidade da lesão, mas não em todos os estágios: no primeiro estágio não houve diferença significante entre os grupos; entretanto, no segundo e terceiro estágios a tração provocou profundidade da lesão significantemente maior que a compressão, enquanto que a ausência de tensão provocou profundidade intermediária;

B. ESTÁGIO:

3. em todos os estágios houve aumento da profundidade da lesão.

EM RELAÇÃO À RUGOSIDADE:

A. TENSÃO:

4. A rugosidade foi maior sem tensão na área protegida.

5. Na área exposta a rugosidade foi bem maior que na protegida, mas a tensão não influiu significativamente, apesar de manter uma tendência a se comportar por igual à área protegida.

B. ESTÁGIO:

6. No segundo estágio a rugosidade caiu tanto nas regiões protegidas quanto nas expostas.

C. ESCOVAÇÃO:

7. A redução de rugosidade do segundo estágio pode ser atribuída à escovação, com ou sem dentifrício.

EM RELAÇÃO À MICRODUREZA:

A. TENSÃO:

8. Não provocou diferenças significantes na microdureza tanto nas áreas protegidas quanto nas expostas nos grupos escovados com dentifrício ou com água.

B. ESTÁGIO:

9. O segundo estágio, apenas nos espécimes escovados com dentifrício, apresentou microdureza significantemente maior, tanto nas áreas expostas quanto nas protegidas;

C. ESCOVAÇÃO:

10. O aumento de microdureza no segundo estágio pode ser atribuído à escovação com dentifrício.

EM RELAÇÃO À MICROSCOPIA DE LUZ POLARIZADA:

A. TENSÃO:

11. Apenas o carregamento por tração provocou alterações detectáveis pela microscopia (micro-fraturas) no esmalte

REFERÊNCIAS[5]

1 Levitch LC, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. J Dent. 1994 Aug;22(4):195-207.

2 Mahoney EK, Kilpatrick NM. Dental erosion: part 1. Aetiology and prevalence of dental erosion. N Z Dent J. 2003 Jun;99(2):33-41.

3 Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. J Oral Rehabil. 2002 Feb;29(2):188-93.

4 Ritter AV, Grippo JO, Coleman TA, Morgan ME. Prevalence of carious and non-carious cervical lesions in archaeological populations from North America and Europe. J Esthet Restor Dent. 2009;21(5):324-34.

5 Miller WD. Experiments and observations on the wasting of tooth tissue variously designated as erosion, abrasion, chemical abrasion, denudation etc. 1907;XLIX No. 1:123; XLIX No. 2:109-124:225-47.

6 Black VG. A work on operative dentistry. Chicago:1908. 1908 1908;vol.1.:39-59.

7 Saxton CA, Cowell CR. Clinical investigation of the effects of dentifrices on dentin wear at the cementoenamel junction. J Am Dent Assoc. 1981 Jan;102(1):38-43.

8 Radentz WH, Barnes GP, Cutright DE. A survey of factors possibly associated with cervical abrasion of tooth surfaces. J Periodontol. 1976 Mar;47(3):148-54.

9 Ingram CS. Cervical abrasion. J N Z Soc Periodontol. 1982 Nov(54):11-2.

10 Nordbo H, Skogedal O. The rate of cervical abrasion in dental students. Acta Odontol Scand. 1982;40(1):45-7.

11 Smith BG, Knight JK. A comparison of patterns of tooth wear with aetiological factors. Br Dent J. 1984 Jul 7;157(1):16-9.

[5] De acordo com o Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

12 Hand JS, Hunt RJ, Reinhardt JW. The prevalence and treatment implications of cervical abrasion in the elderly. Gerodontics. 1986 Oct;2(5):167-70.

13 Hong FL, Nu ZY, Xie XM. Clinical classification and therapeutic design of dental cervical abrasion. Gerodontics. 1988 Apr;4(2):101-3.

14 Addy M, Hunter ML. Can tooth brushing damage your health? Effects on oral and dental tissues. Int Dent J. 2003;53 Suppl 3:177-86.

15 Litonjua LA, Andreana S, Cohen RE. Toothbrush abrasions and noncarious cervical lesions: evolving concepts. Compend Contin Educ Dent. 2005 Nov;26(11):767-8, 70-4, 76 passim.

16 Bjorn H, Lindhe J. Abrasion of dentine by toothbrush and dentifrice. A methodological study. Odontol Revy. 1966;17(1):17-27.

17 Abrahamsen TC. The worn dentition--pathognomonic patterns of abrasion and erosion. Int Dent J. 2005;55(4 Suppl 1):268-76.

18 Kornfeld B. Preliminary report of clinical observations of cervical erosions, a suggested analysis of the cause and the treatment for its relief. Dental Items of Interest. 1932;54:905-9.

19 Bartlett D. Etiology and prevention of acid erosion. Compend Contin Educ Dent. 2009 Nov-Dec;30(9):616-20.

20 Dawes C. What is the critical pH and why does a tooth dissolve in acid? J Can Dent Assoc. 2003 Dec;69(11):722-4.

21 Barron RP, Carmichael RP, Marcon MA, Sandor GK. Dental erosion in gastroesophageal reflux disease. J Can Dent Assoc. 2003 Feb;69(2):84-9.

22 Wood I, Jawad Z, Paisley C, Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. J Dent. 2008 Oct;36(10):759-66.

23 Palmer B. Abfraction hypothesis. 2010 [Cited 2012 May 12]; Available from: http://www.brianpalmerdds.com/hypothesis_abfractions.htm.

24 Lee WC, Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J Prosthet Dent. 1984 Sep;52(3):374-80.

25 Lehman ML, Meyer ML. Relationship of dental caries and stress: concentrations in teeth as revealed by photoelastic tests. J Dent Res. 1966 Nov-Dec;45(6):1706-14.

26 Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. J Biomech. 1973 Sep;6(5):443-9.

27 Selna LG, Shillingburg HT, Jr., Kerr PA. Finite element analysis of dental structures--axisymmetric and plane stress idealizations. J Biomed Mater Res. 1975 Mar;9(2):237-52.

28 Yettram AL, Wright KW, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. J Dent Res. 1976 Nov-Dec;55(6):1004-11.

29 Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH. Stresses at the dentinoenamel junction of human teeth--a finite element investigation. J Prosthet Dent. 1991 Oct;66(4):451-9.

30 Powell LV, Johnson GH, Gordon GE. Factors associated with clinical success of cervical abrasion/erosion restorations. Oper Dent. 1995 Jan-Feb;20(1):7-13.

31 Grippo JO. Abfractions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. J Esthet Dent. 1991 Jan-Feb;3(1):14-9.

32 Grippo AA. Tooth Surface Lesions and the Dynamics of Occlusion. [cited 2010 May 26]; Available from: http://abfraction.com/Important_Information.html.

33 Palamara D, Palamara JE, Tyas MJ, Pintado M, Messer HH. Effect of stress on acid dissolution of enamel. Dent Mater. 2001 Mar;17(2):109-15.

34 Staninec M, Nalla RK, Hilton JF, Ritchie RO, Watanabe LG, Nonomura G, et al. Dentin erosion simulation by cantilever beam fatigue and pH change. J Dent Res. 2005 Apr;84(4):371-5.

35 Mishra P, Palamara JE, Tyas MJ, Burrow MF. Effect of static loading of dentin beams at various pH levels. Calcif Tissue Int. 2006 Dec;79(6):416-21.

36 Kelly MP, Smith BG. The effect of remineralizing solutions on tooth wear in vitro. J Dent. 1988 Jun;16(3):147-9.

37 Amaechi BT, Higham SM, Edgar WM. Factors influencing the development of dental erosion in vitro: enamel type, temperature and exposure time. J Oral Rehabil. 1999 Aug;26(8):624-30.

38 Attin T, Knofel S, Buchalla W, Tutuncu R. In situ evaluation of different remineralization periods to decrease brushing abrasion of demineralized enamel. Caries Res. 2001 May-Jun;35(3):216-22.

39 Attin T, Siegel S, Buchalla W, Lennon AM, Hannig C, Becker K. Brushing abrasion of softened and remineralised dentin: an in situ study. Caries Res. 2004 Jan-Feb;38(1):62-6.

40 Gandara BK, Truelove EL. Diagnosis and management of dental erosion. J Contemp Dent Pract. 1999 Nov 15;1(1):16-23.

41 Fischman SL, Kugel G, Truelove RB, Nelson BJ, Cancro LP. The motivational benefits of a dentifrice containing baking soda and hydrogen peroxide. J Clin Dent. 1992;3(3):88-92.

42 Kielbassa AM, Gillmann L, Zantner C, Meyer-Lueckel H, Hellwig E, Schulte-Monting J. Profilometric and microradiographic studies on the effects of toothpaste and acidic gel abrasivity on sound and demineralized bovine dental enamel. Caries Res. 2005 Sep-Oct;39(5):380-6.

43 Hefferren JJ. A laboratory method for assessment of dentrifrice abrasivity. J Dent Res. 1976 Jul-Aug;55(4):563-73.

44 Sidhu SK, Sherriff M, Watson TF. In vivo changes in roughness of resin-modified glass ionomer materials. Dent Mater. 1997 May;13(3):208-13.

45 Featherstone JD, Lussi A. Understanding the chemistry of dental erosion. Monogr Oral Sci. 2006;20:66-76.

46 Grippo JO, Simring M, Coleman TA. Abfraction, Abrasion, Biocorrosion, and the Enigma of Noncarious Cervical Lesions: A 20-Year Perspective. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry. 2012;24(1):10-23.

47 Pecie R, Krejci I, Garcia-Godoy F, Bortolotto T. Noncarious cervical lesions - A clinical concept based on the literature review. Part 1: Prevention. American Journal of Dentistry. 2011 Feb;24(1):49-56.

48 Hastings JH. Conservative restoration of function and aesthetics in a bulimic patient: a case report. Pract Periodontics Aesthet Dent. 1996 Oct;8(8):729-36; quiz 38.

49 Wang X, Lussi A. Assessment and management of dental erosion. Dent Clin North Am. 2010 Jul;54(3):565-78.

50 Yip HK, Smales RJ, Kaidonis JA. Management of tooth tissue loss from erosion. Quintessence Int. 2002 Jul-Aug;33(7):516-20.

51 Soderholm KJ, Richards ND. Wear resistance of composites: a solved problem? Gen Dent. 1998 May-Jun;46(3):256-63; quiz 64-5.

52 Gaengler P, Hoyer I, Montag R. Clinical evaluation of posterior composite restorations: the 10-year report. J Adhes Dent. 2001 Summer;3(2):185-94.

53 Turssi CP, Hara AT, Serra MC, Rodrigues AL, Jr. Effect of storage media upon the surface micromorphology of resin-based restorative materials. J Oral Rehabil. 2002 Sep;29(9):864-71.

54 Garone FWAS. Lesões não Cariosas - O Novo Desafio da Odontologia. Santos SP, editor2008.

55 Pugh B. Fricition and wear. London: Redwood Press. 1973.

56 Hatton MN, Loomis RE, Levine MJ, Tabak LA. Masticatory lubrication. The role of carbohydrate in the lubricating property of a salivary glycoprotein-albumin complex. Biochem J. 1985 Sep 15;230(3):817-20.

57 Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear?: Overview of existing methods. Dental Materials. 2006;22(8):693-701.

58 Mair LH. Understanding wear in dentistry. Compend Contin Educ Dent. 1999 Jan;20(1):19-22, 4, 6 passim; quiz 32.

59 Mair LH. Wear in Dentistry - Current Terminology. Journal of Dentistry. 1992 Jun;20(3):140-4.

60 Khan F, Young WG, Shahabi S, Daley TJ. Dental cervical lesions associated with occlusal erosion and attrition. Aust Dent J. 1999 Sep;44(3):176-86.

61 Grippo JO. Noncarious cervical lesions: the decision to ignore or restore. J Esthet Dent. 1992;4 Suppl:55-64.

62 Bardsley PF. The evolution of tooth wear indices. Clin Oral Investig. 2008 Mar;12 Suppl 1:S15-9.

63 Barbour ME, Rees JS. The laboratory assessment of enamel erosion: a review. J Dent. 2004 Nov;32(8):591-602.

64 Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions. J Am Dent Assoc. 2004 Aug;135(8):1109-18; quiz 63-5.

65 Simring M. Occlusion: paradox or panacea? A clinician's concept. Alpha Omegan. 1980 Dec;73(2):29-34.

66 Kuroe T, Caputo AA, Ohata N, Itoh H. Biomechanical effects of cervical lesions and restoration on periodontally compromised teeth. Quintessence Int. 2001 Feb;32(2):111-8.

67 Young WG, Khan F. Sites of dental erosion are saliva-dependent. J Oral Rehabil. 2002 Jan;29(1):35-43.

68 Zipkin I, McClure F. Salivary citrate and dental erosion; procedure for determining citric acid in saliva; dental erosion and citric acid in saliva. J Dent Res. 1949 Dec;28(6):613-26.

69 Levitch LCea, Bader JD, Shugars DA, Heymann HO. Non-carious cervical lesions. J Dent. 1994 Aug;22(4):195-207.

70 Dawes C. Physiological factors affecting salivary flow rate, oral sugar clearance, and the sensation of dry mouth in man. J Dent Res. 1987 Feb;66 Spec No:648-53.

71 Dawes C. How much saliva is enough for avoidance of xerostomia? Caries Res. 2004 May-Jun;38(3):236-40.

72 Dawes C. The unstimulated salivary flow rate after prolonged gum chewing. Arch Oral Biol. 2005 Jun;50(6):561-3.

73 Lussi A, Schaffner M, Hotz P, Suter P. Dental erosion in a population of Swiss adults. Community Dent Oral Epidemiol. 1991 Oct;19(5):286-90.

74 Linkosalo E, Markkanen H. Dental erosions in relation to lactovegetarian diet. Scand J Dent Res. 1985 Oct;93(5):436-41.

75 Rees JS. The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur J Oral Sci. 1998 Dec;106(6):1028-32.

76 Rees JS, Jacobsen PH. The effect of cuspal flexure on a buccal Class V restoration: a finite element study. J Dent. 1998 May;26(4):361-7.

77 Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: a finite element study. Eur J Oral Sci. 2003 Apr;111(2):149-54.

78 Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur J Oral Sci. 2004 Aug;112(4):347-52.

79 Braden M, Bairstow, A.G., Beide,I., Ritter, B.J. . Electrical and piezo-electrical properties of dental hard tissues. Nature. 1966;212:1565-6.

80 Marino AA, Gross BD. Piezoelectricity in cementum, dentine and bone. Arch Oral Biol. 1989;34(7):507-9.

81 Grippo JO, Masi JV. Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. J Esthet Dent. 1991 Mar-Apr;3(2):71-6.

82 Grippo JO, Simring M. Dental 'erosion' revisited. J Am Dent Assoc. 1995 May;126(5):619-20, 23-4, 27-30.

83 Manly RS, Foster DH. Improvement in method for measurement of abrasion of dentin by toothbrush and dentifrice. J Dent Res. 1966 Nov-Dec;45(6):1822.

84 Manly RS, Wiren J, Manly PJ, Keene RC. A Method for Measurement of Abrasion of Dentin by Toothbrush and Dentifrice. J Dent Res. 1965 May-Jun;44:533-40.

85 Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. J Dent. 2010 Mar;38(3):182-90.

86 Mishra P, Palamara JE, Tyas MJ, Burrow MF. Effect of loading and pH on the subsurface demineralization of dentin beams. Calcif Tissue Int. 2006 Oct;79(4):273-7.

87 Hara AT, Gonzalez-Cabezas C, Creeth J, Parmar M, Eckert GJ, Zero DT. Interplay between fluoride and abrasivity of dentifrices on dental erosion-abrasion. J Dent. 2009 Oct;37(10):781-5.

88 Jaeggi T, Lussi A. Toothbrush abrasion of erosively altered enamel after intraoral exposure to saliva: an in situ study. Caries Res. 1999 Nov-Dec;33(6):455-61.

89 Davis WB, Winter PJ. The effect of abrasion on enamel and dentine and exposure to dietary acid. Br Dent J. 1980 Jun 3-17;148(11-12):253-6.

90 Lussi A, Jaeggi T, Gerber C, Megert B. Effect of amine/sodium fluoride rinsing on toothbrush abrasion of softened enamel in situ. Caries Res. 2004 Nov-Dec;38(6):567-71.

91 von Fraunhofer JA, Rogers MM. Dissolution of dental enamel in soft drinks. Gen Dent. 2004 Jul-Aug;52(4):308-12.

92 Karzov GP, Karkhin VA, Leonov VP, Margolin BZ. Propagation of Fatigue Cracks in Tee Welded-Joints Taking into Account Welding Stresses. Strength Mater+. 1983;15(11):1596-600.

93 Myoung S, Lee J, Constantino P, Lucas P, Chai H, Lawn B. Morphology and fracture of enamel. J Biomech. 2009 Aug 25;42(12):1947-51.

94 Bechtle S, Habelitz S, Klocke A, Fett T, Schneider GA. The fracture behaviour of dental enamel. Biomaterials. 2010 Jan;31(2):375-84.