



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

STELLA RENATA MACHADO SILVA ESTEVES

**EFEITO LONGITUDINAL DE TRATAMENTOS DE
SUPERFÍCIE MODIFICADOS POR Nd:YAG *LASER* NA
PERMEABILIDADE DENTINÁRIA**

2013

STELLA RENATA MACHADO SILVA ESTEVES

**EFEITO LONGITUDINAL DE TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE
MODIFICADOS POR Nd:YAG LASER NA PERMEABILIDADE
DENTINÁRIA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para a obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Especialidade em Dentística.

Orientador: Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves
Co-orientadoras: Prof.^a Dra. Maria Filomena Rocha Lima Huhtala
Ackers Distinguished Professor Paulette Spencer

São José dos Campos

2013

Apresentação gráfica e normalização de acordo com: Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos Campos: ICT/UNESP; 2013.

E85e Esteves, Stella Renata Machado Silva

Efeito longitudinal de tratamentos de superfície modificados por Nd:YAG laser na permeabilidade dentinária / Stella Renata Machado Silva Esteves. - São José dos Campos : [s.n.], 2013.

100 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2013.

Orientador: Prof. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves

Co-orientador: Maria Filomena Rocha Lima Huhtala.

1. Hipersensibilidade da dentina. 2. Permeabilidade da dentina. 3. Laser de Nd:YAG. 4. Hipoclorito de sódio. I. Gonçalves, Sérgio Eduardo de Paiva. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. IV. UNESP – Univ Estadual Paulista. V. Título

tD122

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP

AUTORIZAÇÃO

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

São José dos Campos, 29 de Janeiro de 2014.

E-mail: stellarmse@gmail.com

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

Prof. Dr. Ricardo Scarparo Navarro

Faculdade de Odontologia
UNICASTELO – Universidade Camilo Castelo Branco

Profa. Dra. Taciana Marco Ferraz Caneppele

Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos
UNESP – Univ Estadual Paulista

São José dos Campos, 17 de dezembro de 2013.

DEDICATÓRIA

Dedico essa dissertação aos meus pais, **Marisa** e **Carlos Roberto** por todo apoio, incentivo e confiança que foram depositados em mim.

A vocês que sempre me ensinaram a importância do estudo e por se dedicarem incondicionalmente á minha educação. Foi isso que me fez chegar até aqui.

Vocês são essenciais nessa conquista!

Meu sincero muito obrigada!

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Adj. Sérgio Eduardo de Paiva Gonçalves, primeiramente por me aceitar como sua orientada, foi sem dúvida um privilégio estar perto de uma pessoa tão competente. Obrigada por todo incentivo e por estar sempre disponível e disposto a me ajudar. MUITO OBRIGADA!

Ao meu namorado, Luis Ricardo, que de maneira especial e carinhosa esteve sempre ao meu lado, me fazendo ver o lado bom das coisas, tornando minha vida mais leve, agradeço por me fazer feliz!

À família Gonçalves, Beatriz Maria da Fonseca, Lúcelia Lemes Gonçalves, Maria Ângela Esper e Tânia Mara Silva pela disposição esforço e dedicação em ajudar neste trabalho, sem nossas reuniões, conversas e amizade nada disso seria possível.

Aos amigos e colegas que fiz durante o mestrado pelo convívio harmonioso, companheirismo, pelos momentos inesquecíveis e que ficarão para sempre na memória! Tenho certeza de que fiz amizades verdadeiras.

Agradeço à UNESP, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” Instituto de Ciência e Tecnologia Campus de São José dos Campos.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, em nome da coordenadora Profa. Titular Márcia Carneiro Valera Garakis.

A todo corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Restauradora. Em especial aos professores de Dentística Maria Amélia, Filomena, Cesár, Carlos, Alessandra, Taciana, Clóvis e Eduardo, pela troca de conhecimentos e por todo aprendizado durante essa etapa.

Ao professor Ivan Balducci que realizou a estatística desse trabalho, com dedicação e disposição para sanar minhas dúvidas.

Aos funcionários da FOSJC, em especial as funcionárias do Departamento de Odontologia Restauradora, a secretária Rosângela e as técnicas do laboratório, Josiana e Fernanda. Pela ajuda, colaboração e conversas.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudo, me auxiliando durante o mestrado.

Agradeço a todos que de alguma forma me incentivaram e contribuíram para que esse sonho fosse realizado.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	07
LISTA DE QUADROS E TABELAS	09
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	10
RESUMO.....	12
ABSTRACT.....	13
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
2.1 Permeabilidade.....	18
2.2 Agentes de obliteração dos túbulos dentinários.....	30
3 PROPOSIÇÃO.....	44
4 MATERIAL E MÉTODO.....	45
4.1 Preparo dos espécimes.....	45
4.2 Permeabilidade.....	48
4.3 Permeabilidade mínima.....	52
4.4 Permeabilidade máxima.....	53
4.5 Delineamento experimental.....	53
4.6 Desafio de erosão e abrasão.....	57
4.7 Cálculo da permeabilidade em % após cada momento.....	61
4.8 Planejamento estatístico.....	61
4.9 Análise estatística.....	62
4.10 Preparo para microscopia eletrônica de varredura.....	63
5 RESULTADOS.....	65
5.1 Análise estatística.....	65
5.2 Microscopia Eletrônica de varredura.....	71
6 DISCUSSÃO.....	73
6.1 Da Metodologia.....	73
6.2 Dos Resultados.....	83
7 CONCLUSÃO.....	87
REFERÊNCIAS.....	88
ANEXO.....	97

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Remoção das raízes.....	45
Figura 2 – Obtenção da amostra circular	46
Figura 3 - A - Dentina fora do dispositivo. B - Dentina desgastada com lixa e politriz circular. C - Ajuste da profundidade.....	47
Figura 4 - Espessura final do espécime medida pelo paquímetro digital.....	48
Figura 5 - Disco de dentina colocado no interior da máquina.....	49
Figura 6 - Máquina da permeabilidade.....	50
Figura 7 - Paquímetro digital, o qual medirá a taxa de movimento do fluído através da dentina pelo deslocamento linear da bolha de ar.....	50
Figura 8 - Esquema do funcionamento da maquina da permeabilidade..	50
Figura 9- Distribuição dos grupos.....	54
Figura 10 - Aparelho Nd:YAG laser.....	56
Figura 11 - Espécimes posicionados em matriz.....	56
Figura 12 - Espécimes posicionados para o desafio ácido.....	58

Figura 13 - Máquina para ensaio da escovação.....	59
Figura 14 - “Cabeça” da escova dental adaptada á máquina de escovação.....	59
Figura 15 - “cabeça” da escova de dente.....	60
Figura 16 - Espécimes dispostos em nichos de aço inoxidável.....	60
Figura 17 - Gráfico de médias \pm desvio padrão da porcentagem da permeabilidade em cada grupo em cada condição experimental.....	66
Figura 18 - Gráfico das médias da variação da permeabilidade (%), conforme os grupos experimentais.....	70
Figura 19 - Gráfico das médias da variação da porcentagem da permeabilidade, conforme a condição experimental.....	70
Figura 20 - Imagem ilustrativa da MEV.....	72

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro1 – Composição e aplicação dos materiais.....	55
Tabela 1 – Valores de média \pm desvio padrão da porcentagem da permeabilidade em cada grupo e sua condição experimental.....	66
Tabela 2- Análise de variância do teste anova de medidas repetidas, 2-fatores para n=10.....	67
Tabela 3 – Resultado do teste Tukey ($\alpha=0,05$) para as três condições ...	68
Tabela 4 - Resultado do teste Tukey ($\alpha=0,05$) para os sete grupos dentro de cada condição.....	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	= Adesivo
AL	= Adesivoassociado aolaser
ANOVA	= Análise de variância
AS	= Área de superfície
°C	= Grau Celsius
C	= Controle
Cm	= Centímetros
CO ₂	= Dióxido de carbono
CP	= Constante de proporcionalidade
D	= Desproteinização
DC	= Diâmetro do calibre interno
DL	= Desproteinização associado ao laser
dl	= Deslocamento linear
DP	= Desvio padrão
EDTA	= Ácido etileno diaminotetracético
Er:YAG	= Erbium: Yttrium Aluminum Garnet
F	= Verniz com flúor
FL	= Verniz com flúor associado ao laser
h	= Hora
H0	= Hipótese de nulidade
H ₂ O	= Água
Hz	= Hertz
J/cm ²	= Joule por centímetro quadrado
<i>LASER</i>	= Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
Lp	= Condutância hidráulica
M	= Metro
MEV	= Microscopia eletrônica de varredura

Min	= Minuto
mJ	= Milijoule
mJ/pulso	= Milijoule por pulso
mm	= Milímetro
NaOCl	= Hipoclorito de sódio
Nd:YAG	= Neodymium Yttrium Aluminum Garnet
P	= Pressão
P%	= Porcentagem de permeabilidade
Q	= Taxa de filtração
VL	= Volume do capilar

Esteves SRMS. Efeito longitudinal de tratamentos de superfície modificados por Nd:YAG laser na permeabilidade dentinária [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

RESUMO

A hipersensibilidade dentinária acomete grande parte da população e gera muito desconforto. A maioria dos tratamentos baseia-se na utilização de agentes de redução da permeabilidade que tem seu efeito relacionado a fatores individuais e baixa longevidade. O objetivo deste estudo foi avaliar, *in vitro*, a eficácia e longevidade de tratamentos para redução da permeabilidade dentinária, tais como o flúor, o adesivo e a desproteção do colágeno, associados ou não ao Nd:YAG laser por meio da movimentação do fluido dentinário medido pela máquina de permeabilidade (Odeme, Brazil). Setenta espécimes de dentina bovina com 6mm de diâmetro e 1 mm de espessura foram divididos em 7 grupos conforme o tratamento realizado. Grupo C: controle, sem tratamento; Grupo F: verniz com flúor; Grupo FL: verniz com flúor + Nd:YAG laser; Grupo A: adesivo Scotchbond Universal; Grupo AL: adesivo + Nd:YAG laser; Grupo D: 10% de NaOCl + adesivo; Grupo DL: 10% NaOCl + adesivo + Nd:YAG laser. Os espécimes tiveram a permeabilidade dentinária medida em 4 momentos: com a presença de smear layer na parte oclusal (Permeabilidade Mínima); depois da aplicação de EDTA por 1 min (Permeabilidade Máxima); após os tratamentos e; após o desafio erosivo/abrasivo, para analisar a efetividade e durabilidade de cada tratamento. Os modelos estatísticos RM ANOVA (2 fatores) e Tukey ($\alpha=0,05$) foram aplicados. Os tratamentos foram efetivos na redução da permeabilidade com exceção do grupo FL. Os tratamentos associados ao laser tiveram redução significativa da permeabilidade, exceto para o grupo FL; o grupo AL foi o tratamento mais eficaz na análise imediata pós-tratamento, e o grupo DL foi o mais eficaz pós-desafio (longitudinal). Podemos concluir que somente o tratamento DL foi eficaz longitudinalmente.

Palavras-chave: Hipersensibilidade da dentina. Permeabilidade da dentina. Laser de Nd:YAG. Hipoclorito de sódio.

Esteves SRMS. Effect of treatments surface modified by Nd:YAG laser on dentin permeabilityna permeabilidade [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

ABSTRACT

Dentin hypersensitivity affects a large population and generates a lot of discomfort. Most treatments are based on the use of agents to reduce permeability with their effect related to individual factors and with low longevity. The aim of this study was to evaluate in vitro the efficacy and longevity of treatments for reducing dentin permeability, such as fluoride, adhesives and collagen deproteinization, associated or not with Nd : YAG laser by measuring the dentinal fluid flow in a permeability machine (Odeme , Brazil). Seventy bovine dentin specimens of 6mm diameter and 1 mm thickness were divided into 7 groups according to treatment: Group C: control without treatment; Group F: fluoride varnish; Group FL: fluoride varnish + Nd:YAG laser, Group A: Scotchbond Universal, Group AL: adhesive + Nd:YAG laser, Group D: 10 % NaOCl + adhesive; group DL: 10 % NaOCl, adhesive + Nd:YAG laser. The specimens had dentin permeability measured in 4 phases: in the presence of the occlusal smear layer (Minimum Permeability), after EDTA application for 1 min (Maximum Permeability), after the treatments and after erosion / abrasive challenge; in order to analyze the effectiveness and durability of each treatment. RM ANOVA (2 factors) and Tukey ($\alpha = 0,05$) were applied. Treatments were effective in reducing permeability except for group FL; the laser treatments were associated with significant reduction in permeability, except for the FL group; group AL was the most effective treatment in the immediate post-treatment analysis and; the DL group was the most effective post-challenge (longitudinal). We conclude that only the DL treatment was effective longitudinally.

Keywords: Dentin sensitivity. Dentin permeability. Nd:YAG lasers. Sodium hypochlorite.

1 INTRODUÇÃO

A hipersensibilidade dentinária ocorre quando a dentina exposta ao meio bucal entra em contato com estímulos térmicos, osmóticos, químicos e físicos gerando uma dor aguda e rápida (Johnson, Brannstrom, 1974; Addy, Urquhart, 1992). A literatura mostra que 14 a 30% da população adulta é acometida pelo problema (Chabanski, Gillam, 1997).

A exposição da dentina ao meio bucal ocorre pela perda do esmalte ou cemento por cárie ou lesões não cariosas como atrição, erosão e abfração (Addy e Shellis, 2006).

A estrutura dentinária é complexa sendo composta basicamente por minerais de hidroxiapatita, colágeno e água (Marshall et al., 1997). A dentina contém túbulos de número e diâmetro que aumentam de acordo com a profundidade (Garberoglio e Brannstrom, 1976). As fibras nervosas que adentram o espaço periodontoblástico no interior dos túbulos dentinários são as responsáveis pelo reconhecimento e transmissão da sensibilidade ao órgão pulpar.

Existem diversas teorias sobre as causas da hipersensibilidade. A mais aceita delas, chamada teoria hidrodinâmica de Brännström, propõe que a hipersensibilidade dentinária ocorre devido a um movimento mínimo do fluido no interior do túbulo, dentro do complexo dentina-polpa, causando uma pressão no odontoblasto que estimula a resposta de mecanorreceptores das fibras nervosas adjacentes, causando dor (Brännström, Astrom, 1972; Brännström, 1979).

As características que determinam os diferentes graus de hipersensibilidade dentinária incluem o número e o diâmetro de túbulos dentinários e a permeabilidade. Em dentes sensíveis, o número de túbulos por unidade de área é cerca de oito vezes superior e o diâmetro é duas vezes maior, quando comparado aos dentes não sensíveis (Rimondini et al., 1995). De acordo com a lei de Poiseuille, quando dobra-se o diâmetro do túbulo o fluxo do fluido aumenta em até 16 vezes (Magalhães et al., 2004).

Baseado no conceito de que a dentina sensível é mais permeável, agentes capazes de bloquear os túbulos dentinários foram criados para reduzir a permeabilidade e com isso o movimento do fluido no interior dos túbulos e, conseqüentemente, a dor. No entanto, a maior parte dos tratamentos presentes no mercado são ineficazes, dependem da colaboração do paciente e apresentam baixa longevidade, devendo ser utilizados constantemente (Walters, 2005).

A ação benéfica do flúor está associada com a formação de precipitados de CaF_2 (fluoreto de cálcio), que podem obliterar os túbulos dentinários. Entretanto essa deposição não tem uma aderência efetiva não resistindo às tensões do ambiente bucal, degradando-se em um período de tempo pequeno (Ten Cate, 1997; Hsu et al., 2006; Orchardson, Gillam, 2006; Ipci et al., 2009). Assim, acredita-se que o flúor possa ter o seu efeito melhorado em associação com Nd:YAG *laser*.

O Nd:YAG *laser* por sua vez é capaz de formar uma camada de dentina derretida, denominada de *melting*, caracterizada pela obliteração dos túbulos dentinários (Liu et al., 1997). Esta camada é formada devido ao aumento da temperatura que ocorre durante a utilização do laser, havendo a necessidade de se estudar se ela pode exercer maior eficácia contra hipersensibilidade em associação com outros métodos, já que esse laser pode levar à redução do diâmetro dos túbulos dentinários e ao selamento de túbulos dentinários abertos.

Alguns trabalhos na literatura estudaram o efeito do laser associado a dessensibilizantes contendo flúor ou a fluoreto de sódio a 2% no tratamento da hipersensibilidade. Os resultados foram mais eficazes e duradouros para a associação ao flúor (Hsu et al., 2006; Ipci et al., 2009).

A camada híbrida é resultante da infiltração do sistema adesivo entre as fibras colágenas da dentina que foram expostas após o condicionamento ácido, proporcionando um selamento dos túbulos. (Eick et al., 1970; Nakabayashi et al., 1991; Nakabayashi et al., 1992; Van Meerbeek et al., 1992).

A camada híbrida deveria, por esta razão, ser uma barreira eficaz contra a penetração bacteriana e de fluidos. No entanto, alguns estudos relatam que em diversas situações ela pode se apresentar porosa e permeável (Pashley et al., 1991). Paduric e colaboradores (2001) observaram, perante um estudo clínico, o uso de sistemas adesivos como tratamento da hipersensibilidade e concluíram que a efetividade desse tratamento diminui com o tempo. Por isso alternativas para melhorar a penetração adesiva e a longevidade foram desenvolvidas, como a utilização da energia *laser* e a desproteção do colágeno.

As primeiras aplicações dos *lasers* associados aos sistemas adesivos foram realizadas antes da aplicação do sistema adesivo, o que na grande maioria das vezes resultou em redução da resistência adesiva, pois os *lasers* causavam desnaturação dos componentes orgânicos da dentina pela geração de calor (Dederich et al., 1984). Essas observações levaram Gonçalves et al. (1999) a aplicarem Nd:YLF *laser* sobre a dentina condicionada pelo ácido fosfórico e impregnada de adesivo, o que resultou em um significativo aumento da resistência adesiva e a recristalização da dentina. Baseado nestas alterações que o laser proporcionou à dentina em termos de resistência adesiva, pretende-se avaliar a hipótese de haver um selamento dos

túbulos dentinários mais eficaz e duradouro associando o adesivo e o laser.

Estudos mostraram que o condicionamento ácido remove os cristais de hidroxiapatita e deixa uma rede de colágeno que pode entrar em colapso e encolher por causa da perda do suporte inorgânico (Meerbeek et al.,1992; Perinka et al.,1992). A superfície de colágeno sem apoio forma um emaranhado que dificulta a penetração dos monómeros adesivos. Para sanar este problema, pesquisadores sugeriram a remoção da matriz de colágeno com um agente proteolítico, como o hipoclorito de sódio que pode ter um efeito benéfico sobre a adesão. Com o uso do NaOCl são observados tags de resina maiores e a penetração adesiva nos ramos laterais, podendo melhorar o selamento dos túbulos e a vedação da dentina exposta, diminuindo a hipersensibilidade (Prati et al.,1999; Toledano et al.,1999).

Em virtude da importância da descoberta de terapias que não dependam da colaboração do paciente e, além disso, em função da carência de pesquisas sobre a utilização de adesivos em associação com o laser e a técnica da desproteíntização do colágeno na redução da permeabilidade dentinária, decidiu-se realizar este estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Permeabilidade

Greenhill e Pashley (1981) avaliaram agentes usados clinicamente para dessensibilização da hipersensibilidade dentinária, quanto a capacidade de reduzir a permeabilidade através da dentina *in vitro*. Cento e vinte e três discos de dentina com 1 mm de espessura, foram preparados. Os discos foram colocados em dispositivos de separação de câmara. As câmaras foram fechadas, exceto para entrada e saída dos túbulos feitos por uma agulha hipodérmica. Os discos foram fixados entre dois anéis de borracha para expor 0,178 cm² da superfície dentinária. A aplicação da pressão foi realizada elevando-se um reservatório a 240 cm acima do ponto médio da câmara. Imediatamente antes de montar o dispositivo da câmara de separação, os discos foram submersos em 50% de ácido cítrico por 2 min para desobstruir os orifícios dos túbulos, onde foi medida a permeabilidade máxima. Os produtos de tratamento foram aplicados após desmontar parcialmente a câmara e permitir o acesso ao disco. Para determinar os efeitos dos produtos sobre a permeabilidade do fluido através de dentina, os dados foram expressos como condutância hidráulica (L_p), onde: $L_p = Q / A (P_i - P_2)$ Q = taxa de fluxo de fluido em mL min⁻¹, A = superfície área, em cm², P_1 = pressão hidrostática em cm H₂O, e P_2 = pressão atmosférica. Através da medição da distância a que o fluido move ao longo do tubo por um determinado tempo e multiplicando-se por uma proporcionalidade constante, o deslocamento linear foi convertido em uma taxa de fluxo de volume. Quatro medidas foram feitas sucessivamente em cada disco. Os discos

que apresentaram uma diminuição de 50% ou mais na L_p foram seccionados ao meio e observados por MEV. Devido à variabilidade biológica da profundidade do esmalte e altura dos cornos pulpaes, embora com 1,0 mm de espessura, cada disco serviu como controle próprio e os dados foram calculados como porcentagem de alteração na condutância hidráulica (L_p) após o tratamento. Os resultados mostraram a eficácia do fluoreto, sulfato de bário, nitrato de prata, e oxalato, sendo o oxalato o mais eficaz. Os autores concluíram que a utilização do sistema de modelo *in vitro* proporciona um método rápido de verificação dos agentes utilizados para dessensibilização da dentina sensível e avaliar novos agentes quanto à capacidade de reduzir o fluxo de fluido através da dentina.

Kolker e colaboradores (2002) avaliaram o efeito de 5 agentes dessensibilizantes na permeabilidade dentinária através da condutividade hidráulica e variação da morfologia dos túbulos dentinários pela microscopia eletrônica de varredura (MEV). Foram utilizados 30 molares humanos onde foram confeccionados discos de dentina com 1 mm de espessura. As amostras foram colocadas em um ultrassom durante 30 min com água e, em seguida, em 70% de etanol durante 10 min, para remoção da smear layer sem desmineralização da dentina. O lado pulpar dos discos de dentina foram condicionados com ácido fosfórico 35% para imitar os túbulos pulpaes abertos. Foi utilizado o soro fetal para representar o fluido dentinário. A solução foi forçada a partir de um dispositivo para medir a permeabilidade onde uma micropipeta de 25 μ l foi conectada e inserida uma bolha de ar. A taxa de circulação da bolha de ar foi monitorada por uma régua milimetrada. A pressão utilizada para avaliar os espécimes foi de 10 psi (703 cm H_2O). O fluido foi forçado a partir da polpa para o lado oclusal do disco de dentina. Foi medido o percurso da bolha de ar através da pipeta, durante 6 min, correspondendo à quantidade de líquido que fluiu através da dentina, quantificada como uma taxa. A permeabilidade da dentina foi medida para cada amostra no

início do estudo e após o tratamento com cada agente, assim cada disco serviu como seu próprio controle. Agentes dessensibilizantes testados foram Seal & Protect, Gluma Desensitizer, HurriSeal, D/Sense 2, e SuperSeal. Dois discos de cada grupo foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. Dentre os agentes utilizados, o SuperSeal mostrou ter uma ação mais benéfica para tratamento de sensibilidade dentinária. Também foi observado que a análise da condutância hidráulica não teve uma relação clara com a análise por microscopia. O que demonstra uma necessidade da associação dessas análises, pois os túbulos dentinários podem parecer ocluídos, mas podem não estar selados.

Pereira e colaboradores (2005) avaliaram a variação da condutividade hidráulica através da dentina tratada com diferentes formulações como gel de oxalato de potássio e gel de fluorofosfato de sódio acidificado, sob cinco diferentes tipos de condicionamento da dentina. Foram utilizados 30 terceiros molares humanos, nos quais foram cortados discos de dentina com 1 mm de espessura. Para remover a smear layer de ambos os lados os espécimes foram mergulhados em 0,5 M de EDTA por 1 min, a parte oclusal da dentina foi polida para formar uma nova camada de smear layer. A permeabilidade dentinária foi medida em 4 momentos: 1- com a presença de smear layer na parte oclusal, sendo chamada de permeabilidade mínima; 2- com 0,5 M de EDTA por 1 min para obter a permeabilidade máxima; 3- depois da aplicação de agentes dessensibilizantes; 4- depois do desafio ácido, com 6% de ácido cítrico. A condição 1 foi considerada como parâmetro normal do dente e a condição 2, considerada como dente com hipersensibilidade. Os discos de dentina foram divididos em 10 grupos: controle e 4 diferentes tipos de tratamento com 5 condições da dentina, que variaram de acordo com a lavagem e secagem após a aplicação do EDTA, sendo os tratamentos C e D não lavados. Os agentes dessensibilizantes foram aplicados de acordo com as instruções do fabricante. A condutância hidráulica foi

avaliada 4 vezes sucessivas para obter uma média, L_p . O MEV foi utilizado para melhor visualização da oclusão dos túbulos dentinários. O gel de oxalato de potássio 3% produziu a maior redução da permeabilidade dentinária, independente do tratamento, mesmo após o desafio ácido. A interação entre o material e superfície de pré-tratamento mostraram valores de condutância hidráulica semelhante para a maioria das combinações. Foi concluído que os géis de oxalato de potássio tem um grande potencial para a oclusão dos túbulos e, conseqüentemente, devem ser tratamentos eficazes para hipersensibilidade, independentemente do tratamento da dentina.

Santiago et al. (2006) avaliaram a influência do tempo após a aplicação de soluções de oxalato na redução da condutividade hidráulica da dentina. Para isso foram utilizados 50 terceiros molares humanos extraídos, onde foram confeccionados discos de dentina de $0,92 \pm 0,08$ mm de espessura. Os discos de dentina foram aleatoriamente divididos em 5 grupos ($n = 10$) de acordo com o agente dessensibilizante. Pressão hidrostática 703,1 cm H₂O foi aplicada e a taxa de movimento de fluido através de dentina foi medida seguindo o percurso de uma pequena bolha de ar em uma micropipeta paralela a uma escala milimétrica. A condutância hidráulica foi medida com a presença de *smear layer* para avaliar a permeabilidade mínima e, posteriormente, os discos de dentina foram desmineralizados a fim de estabelecer valores de permeabilidade máxima de cada espécime individualmente (100%). Após a determinação da permeabilidade máxima, os agentes dessensibilizantes foram aplicados, de acordo com o grupo, durante 3 min, e enxaguados com água deionizada. A permeabilidade foi medida, imediatamente e em intervalos de 5, 15 e 30 min. Uma média foi obtida através das 4 medições e assim a porcentagem em relação à permeabilidade máxima foi calculada. A porcentagem indicada pela permeabilidade do disco, em resposta ao agente aplicado foi calculada utilizando a equação: $LP = Q / P$ (SA), em que L_p = condutividade hidráulica da dentina em $ul. cm^{-2}. min^{-1}$.

cm H₂O; Q = taxa de filtração ul. min⁻¹, P = pressão hidrostática através da dentina em cm H₂O; SA = área da superfície em cm². Uma vez que o diâmetro interno da micropipeta é constante, dividindo o volume da pipeta por seu comprimento resulta em uma constante de proporcionalidade, que converte o deslocamento linear em deslocamento de volume dentro da dentina. Após as medidas do intervalo de 30 min, a superfície tratada dos discos sofreu desafio ácido com ácido cítrico a 6%. E a sequência de procedimentos foi repetido para todos os grupos experimentais. No Grupo V, em que não foi utilizado agente dessensibilizante, todos os passos foram realizados para comparação com os outros grupos. Os agentes ativos reduziram significativamente a permeabilidade da dentina em comparação com os grupos controle. A permeabilidade da dentina diminuiu significativamente com o tempo independentemente do agente aplicado (ativo ou controle) indicando que a avaliação da permeabilidade deve ser interpretado com cautela, pois essa diminuição pode ser ocasionada por restos orgânicos e inorgânicos no interior dos túbulos, que não são completamente removidos pelo ácido, e sob pressões estes fragmentos podem ser deslocados e assim ocluindo os túbulos, reduzindo a permeabilidade.

Sauro et al. (2007) examinaram o efeito da pressão intrapulpar na resistência à microtração de sistemas adesivos autocondicionantes, e também avaliaram a permeabilidade do fluido dentinário através da interface adesiva. Para isso foi elaborado um dispositivo para simular a movimentação do fluido dentinário e medir sua permeabilidade através dos sistemas adesivos. O dispositivo hidráulico consistia num reservatório com água conectado à câmara pulpar da coroa por meio de um tubo capilar, sendo que o nível de água do dispositivo em relação ao nível do espécime equivalia à pressão gerada na câmara pulpar. Molares humanos foram distribuídos dentre 4 sistemas adesivos, com e sem pressão intrapulpar. Foi exposta a dentina profunda dos dentes, padronizada em 0,7 – 0,8 mm de espessura. A smear layer foi

removida com solução de EDTA 0,5 M durante 5 min para avaliar a máxima permeabilidade de cada amostra, 100%. Após a medição da permeabilidade máxima, uma camada de esfregação foi recriada na superfície da dentina, antes da aplicação dos adesivos autocondicionantes. A permeabilidade de cada amostra foi expressa como uma porcentagem do fluxo de fluido, e cada dente serviu como seu próprio controle. O fluxo do fluido através da dentina foi medido, seguindo o movimento de uma bolha de ar retida dentro de um tubo de vidro de 25 mL com 0.7 mm de diâmetro interno posicionado entre o reservatório de pressão e a amostra. A aplicação dos sistemas adesivos foi realizada sem nenhuma pressão pulpar e 20 cm H₂O de pressão pulpar durante os procedimentos restauradores. Antes da medição da permeabilidade e após a aplicação dos adesivos foram realizadas moldagens antes e depois da perfusão para análise em MEV das réplicas. A medição do fluxo de fluido foi realizado em 3 momentos: através da dentina tratada com EDTA, presença de smear layer antes de aplicar o adesivo e, em seguida, após a aplicação do adesivo, durante um período de 10 min. Todos os dentes foram restaurados com resina flow Gradia Direct LoFlo (GC Corp.) em 5 incrementos de 1 mm. Os espécimes foram seccionados em palitos imediatamente após o procedimento restaurador. O sistema adesivo Clearfil Protect Bond (Kuraray Medical Inc.) exibiu a menor permeabilidade, reduziu a permeabilidade da dentina em 88,8% e o menor número de gotículas de fluido sobre a superfície de adesão dentinária. G-Bond (GC Corp.) e Clearfil S3-Bond (Kuraray Medical Inc.) apresentaram maior permeabilidade do que o Clearfil Protect Bond. One Up Bond F Plus (Tokuyama Corp. Tóquio, Japão) foi o adesivo mais permeável. Os autores observaram uma correlação altamente significativa entre a permeabilidade relativa destes adesivos e o número de gotículas de fluido sobre as superfícies adesivas. A aplicação da pressão pulpar reduziu significativamente a força de união adesiva. Os autores concluíram que camada híbrida e a película adesiva polimerizada de

alguns adesivos auto-condicionantes aplicados em dentina profunda, são extremamente permeáveis após a polimerização quando a pressão pulpar simulada é aplicada, o que resulta em redução da resistência de união.

Carvalho et al. (2012) estudaram o fluxo do fluido dentinário através das interfaces do adesivo com a dentina, criada por oito agentes adesivos, utilizando um dispositivo de permeabilidade. Para isso foram utilizados 120 dentes bovinos que tiveram o esmalte removido. Antes da aplicação dos adesivos os dentes foram tratados com 0,5 M de EDTA por 5 min., enxaguados e conectados a uma plataforma ligada a 10 psi de pressão para medir a máxima permeabilidade (100%). Após a medição, uma nova camada de *smear layer* foi formada por uma broca durante 30s. Oito adesivos foram utilizados: G-Bond (GB), Clearfil Tri-S Bond (CTS), Hybrid Coat (HY), Bond Force (BF), Adper Easy Bond (AEB) Silorane (SI), Clearfil SE Bond (CSE) and Adper Scotchbond Multi-Purpose (SMP) que foram aplicados de 3 maneiras diferentes: 1) de acordo com as instruções do fabricante, 2) duas camadas de adesivo autocondicionante ou *primer* mais duas camadas de adesivo. 3) uma fina camada de resina *flow* foi aplicada em cima do adesivo. Depois dos tratamentos dependentes de cada grupo foi medida novamente a permeabilidade para calcular a porcentagem de redução da permeabilidade. A fórmula para calcular a porcentagem de redução foi: porcentagem $P\% = 100 \text{ (permeabilidade máxima - final) / permeabilidade máxima}$. Os oito tipos de adesivos e os 3 modos de aplicação resultaram em semelhantes vedações dos túbulos dentinários. Nenhum dos adesivos mostrou 100% de selamento. O adesivo Silorane, autocondicionante, mostrou melhor selamento que o Scotchbond multi purpose, de 3 passos, entretanto não houve uma diferença significativa entre os outros adesivos. Os resultados sugerem que todos os sistemas testados resultam numa redução de condutância hidráulica da dentina de mais de 90%.

Gandolfi et al. 2012 testaram a eficácia de dois cimentos de silicato de cálcio para ocluir os túbulos dentinários e reduzir a

permeabilidade da dentina. Foram testados dois cimentos de silicato de cálcio experimentais, Ox-TC 1% que possui oxalato de potássio em sua composição e CAP-TC que não possui o oxalato de potássio e produtos comerciais como controles positivos, D-Sense Crystal e Clearfil S-Bond. Amostras de dentina foram preparadas a partir de 50 molares humanos, que foram lixadas por 30 s para criar uma superfície plana coberta por smear layer que foi considerado o valor mínimo da permeabilidade (L_p min), após a medida da permeabilidade mínima a dentina foi tratada com 0,5 M de EDTA por 3 min para medir a permeabilidade máxima (L_p max), 100%. As amostras foram divididas aleatoriamente em cinco grupos diferentes. Em seguida todos os espécimes foram tratados de acordo com seu grupo e imersos em saliva artificial. Cada espécime representou seu próprio controle. Para medir a permeabilidade foi utilizado um aparelho específico. A porção coronária da amostra foi fixa com cimento de cianoacrilato. Cada amostra foi, em seguida, ligada ao aparelho de filtração com um tubo de polietileno. Um recipiente suspenso com água deionizada foi utilizado para fornecer uma pressão hidrostática de 1 psi (70 cm H_2O). Uma micro seringa foi utilizada para colocar uma bolha de ar dentro do tubo. A distância que a bolha percorreu dentro do tubo, ou seja a quantidade de fluido que ultrapassa o espécime foi medido durante 3 mins, três vezes consecutivas, para obter uma média. O movimento linear da bolha de ar na micropipeta de 25um foi visto contra uma régua endodôntica. Taxa de permeabilidade foi medida 10 mins, e uma semana após o tratamento. Entre as medições, as amostras foram mantidas em saliva artificial. A microestrutura dos tratamentos foi examinada por MEV. Os resultados obtidos foram expressos em porcentagem em relação aos valores máximos de permeabilidade. Análise de variância para medidas repetidas foi utilizado para avaliar qualquer grupo inter-tratamento e tratamento intra-diferença estatística do grupo. Foi utilizada a diferença mínima significativa de ($p = 0,05$). Todos os tratamentos reduziram a permeabilidade da dentina em comparação com o seu

próprio valor máximo de permeabilidade. Não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos de tratamento experimental e os controles positivos. Estatisticamente, foram observadas diferenças entre Ox-TC e Cap-TC em 1 semana após imersão em saliva artificial. Grupo de controle negativo (dentina não tratada) foi permeável em todas as medições. Os tratamentos experimentais de silicato de cálcio em saliva artificial, demonstraram a sua eficácia na redução da permeabilidade dentinária. De acordo com os resultados experimentais esses cimentos são candidatos para o tratamento da hipersensibilidade dentinária.

Turrioni et al. em 2012 avaliaram a relação entre a permeabilidade dentinária e a transmissão da luz de LED. Foram utilizados 30 molares humanos, os dentes foram cortados, polidos e limpos onde obtiveram 45 discos de dentina com 0,5mm de espessura. A medição inicial da transmissão da luz de LED foi realizada iluminando o disco na direção da oclusal para pulpar até o sensor do aparelho, localizado no lado pulpar, para determinar que a luz atravessou a estrutura do disco. O espécime foi iluminado de maneira uniforme, o LED foi regulado na potencia de 50mW. Após a medição inicial foi aplicado 0,5 M de EDTA nos discos de dentina por 2 min para remoção da smear layer. Cada disco foi analisado quanto a condutância hidráulica. A permeabilidade é derivada da condutância hidráulica, a facilidade de escoamento do fluido através de uma superfície com área conhecida e sob certa pressão dentro de um determinado período de tempo. A condutância hidráulica foi analisada utilizando uma camara de filtragem dividida em dois compartimentos, superior e inferior, onde o disco de dentina foi alocado. O sistema começa a funcionar, quando a coluna de água estava em 1,8 m e a valvula foi aberta e liberada a água que exerceu uma pressão hidrostática. A coluna de água foi diretamente ligado por meio de uma micropipeta de polietileno. A micropipeta foi

justaposta a uma escala em milímetros, que permitiu medir o deslocamento de líquido numa fracção de tempo, de acordo com a taxa de filtração dos discos de dentina. O deslocamento de água foi visualizada através da circulação de microbolhas criada por uma seringa acoplada a um capilar extensão. Após a determinação da condutância hidráulica dos discos, uma nova medição de luz LED transdentinária foi realizada como descrito anteriormente. A atenuação da luz transdentinária foi obtida em (%) dos dados, foi analisado a condutância hidráulica antes e depois do tratamento da dentina com EDTA, onde foram comparados utilizando o teste de Wilcoxon. A correlação entre a atenuação da luz e a permeabilidade foi analisada pelo coeficiente de correlação de Spearman. O nível de significância de 5% foi estabelecido para todas as análises. Os resultados indicam que a permeabilidade dentinária não reflete a propagação transdentinária de luz LED. A propagação da luz foi significativamente maior após a aplicação de EDTA. Assim os autores concluíram que a transmissão de luz LED não interfere na permeabilidade, e que a remoção da smear layer facilita a propagação da luz e também aumenta a permeabilidade da dentina.

Sharma et al. em 2013 compararam a eficácia de um otimizado enxaguatório bucal contendo oxalato de potássio para reduzir a permeabilidade da dentina, e comparar a eficácia deste produto com uma gama de produtos atualmente disponíveis. Discos de dentina foram obtidos a partir de molares humanos, os discos foram lixados e para remover a smear layer formada foi utilizado o ataque ácido, e para abrir os túbulos dentinários simulando dentes sensíveis os espécimes foram tratados com 6% de ácido cítrico por 180 s. Os tratamentos utilizados foram um colutório experimental contendo de 0 a 2% de oxalato de potássio que foi comparado com produtos comerciais como: o colutório Listerini contendo 1,4% oxalato de potássio e o colutório Colgate Sensitive Pró-Alívio com 0.8% arginina. Três cremes dentais também

foram utilizados Crest Sensitivity contendo fluoreto estanhoso, Colgate Sensitive Pró-Alívio contendo 8% arginina e Sensodyne Rápido Alívio. O sistema de condutância hidráulica foi utilizado para avaliar a eficácia da oclusão dos túbulos dentinários. O modelo da câmara dividida foi usado. Os espécimes foram fixados com a parte oclusal voltada para cima no tubo de polietileno foi inserido uma bolha de ar com uma seringa, onde foi medida a permeabilidade dentinária. Os colutórios e os cremes dentais foram colocados na superfície do espécime e após 60s foi aspirada e lavada. Depois dos tratamentos a permeabilidade foi medida. Superfícies de dentina foram examinadas por microscopia eletrônica e espectrometria de raios-X. Os tratamentos foram repetidos por 12 vezes, 6 discos de cada tratamento foram utilizado como controle. Foi usada um pressão de 5 psi. A permeabilidade foi medida em relação a permeabilidade máxima, com os túbulos abertos, 100%. Para avaliar a durabilidade dos tratamentos os espécimes foram submetidos a desafios erosivos com ácido láctico por 90s em seguida lavados por 30s e foi medido novamente a permeabilidade. Para análise estatística foi usado o teste unpooled, e o t-test para avaliar as diferenças entre a permeabilidade entre o colutório experimental com os demais produtos. A concentração ideal de oxalato de potássio foi de 1,4%, o que proporcionou aproximadamente 100% de redução da permeabilidade dentinária após o nono tratamento. Apenas o Listerine reduziu a permeabilidade a zero e foi significativamente mais eficaz na redução da permeabilidade dentinária do que os outros produtos. Todos os produtos ocluíram parcialmente a dentina. Após o desafio ácido com o colutório de listerini a permeabilidade foi mais estável ao desafio que Colgate® Sensitive Pro-Alívio bochecho e significativamente mais estável contra todos os outros produtos de teste. Como conclusão o colutório Listerini foi significativamente mais eficaz para ocluir os túbulos dentinários abertos que os outros produtos de dessensibilização. Fornece rápida, completa e estável oclusão intratubular.

Thanatvarakorn e colaboradores (2013) compararam dessensibilizante contendo oxalato (SS) com um dessensibilizante contendo fosfato tetracálcico e fosfato dicálcico anidro (DPC-100), em relação à redução da permeabilidade por meio da condutância hidráulica da dentina. Para isso 60 molares foram selecionados e realizados discos de dentina com 0,5mm de espessura onde foram tratados com 0,5M de EDTA por 30 s e NaOCl 5% por 2 min para obter a máxima permeabilidade. As amostras foram divididas em 3 grupos de acordo com o tratamento a ser realizado: controle (sem tratamento), DPC - 100 e SuperSeal (SS) e depois divididos em 2 subgrupos de acordo com o pós tratamento: desafio ácido pelo ácido cítrico por 5 min e imersão em saliva artificial durante 4 semanas. A permeabilidade foi medida utilizando um dispositivo no qual uma pressão simulada de 703 cm H₂O foi empregada e a solução para simular o fluido dentinário foi água deionizada. Uma bolha de ar foi inserida dentro de um microcapilar de 0,5 mm de diâmetro e a distância percorrida pela bolha foi anotada após 3 min. Com o movimento da bolha é possível calcular a condutância hidráulica: $L_p=Q/PxA$, onde L_p = condutividade hidráulica da dentina em ul. cm⁻². min⁻¹. cmH₂O; Q = taxa de filtração ul. min⁻¹, P = pressão hidrostática através da dentina em cmH₂O; A = área da superfície em cm². Foi obtido a L_p máxima por meio dos tratamento com EDTA e NaOCl, sendo 100% e após os tratamentos foi analisado a permeabilidade em porcentagem segundo o L_p máximo. Espécimes foram analisados por MEV. Foi observado que o DPC - 100 aumentou significativamente a eficácia depois da imersão em saliva artificial, enquanto SS mostraram uma diminuição. A microscopia mostrou cristalitos recém-formados sobre a dentina tratada com DPC - 100, o que não ocorreu na dentina tratada com SS depois da imersão, sugerindo que o oxalato de cálcio inibe a formação de novos minerais de fosfato de cálcio. O desafio ácido não afetou a permeabilidade da dentina por nenhum dos dessensibilizantes. Assim, os autores concluíram que o dessensibilizante com fosfato de cálcio tem o

potencial de exibir uma estabilidade em longo prazo no ambiente oral, devido às suas propriedades químicas que promovem o crescimento dos cristais no fluido salivar.

2.2 Agentes com capacidade de obliterar os túbulos dentinários

Dederich et al. (1984) determinaram o efeito físico da irradiação da dentina com Nd-YAG *laser*, utilizando a MEV. Cinco caninos superiores intactos foram divididos no sentido vestibulo-lingual. O canal foi desbridado para remover qualquer remanescente. Foram formadas pequenas áreas circulares para ser local-alvo para aplicação do laser. Todas as amostras foram armazenadas em uma solução de água contendo timol e lavadas em solução de NaOCl a 5,25% durante 1 min. Os espécimes foram secos e irradiados pelo Nd:YAG *laser* de 10 a 90 W e 0.1 a 0.9 s. Após a aplicação do *laser* os espécimes foram analisados por MEV. Foi observado que a irradiação do *laser* variou de nenhum efeito a uma fusão efetiva e recristalização da dentina de forma não porosa e contínua, dependendo do nível de potência e a duração da exposição. Com a irradiação do laser pode ser demonstrado uma redução da permeabilidade dos fluidos.

Gonçalves et al. (1999) investigaram os efeitos da irradiação do laser e do condicionamento ácido na dentina normal e hipermineralizada, quanto a resistência adesiva. Foi utilizado o sistema adesivo Scotchbond Multi-Use Plus (3M). Sessenta incisivos bovinos foram selecionados. A dentina superficial foi exposta, padronizando-se a espessura da dentina por tomadas radiográficas. Os espécimes foram divididos em 2 grupos: Grupo 1 (controle), que foi mantido em água destilada a 4 °C; Grupo 2 hipermineralizado, que foi mantido em solução hipermineralizante a 4 °C por 14 dias. Cada um destes grupos foi

subdividido em três sub-grupos, de acordo com o Pré - tratamento da dentina: F (segundo normas do fabricante): condicionamento ácido+ *primer* + adesivo; AL: condicionamento ácido + *primer* + adesivo + laser e LA: laser + condicionamento ácido + *primer* + adesivo. Após a inserção da resina composta (Z100-3M), foi realizado o teste de resistência adesiva com uma máquina Instron (célula de carga de 500 kg a 0,5 mm/min), seguido por MEV e difração de raios. Os dados foram submetidos ao teste estatístico ANOVA e Duncan os quais obtiveram resultados que demonstraram que o pré-tratamento da dentina com laser após a aplicação do sistema adesivo, foi promissor, originando maiores valores de resistência adesiva.

Prati et al. (1999) avaliaram a resistência ao cisalhamento e a morfologia da interface dos adesivos, na superfície e profundidade com diferença nos tratamentos da dentina, como ácido fosfórico, ácido fosfórico + NaOCl e somente o NaOCl. O NaOCl remove o-colágeno sem suporte, o que entende-se por desproteção. A hipótese testada foi se o colágeno era necessário para uma alta resistência de união adesiva. Terceiros molares foram utilizados onde foram realizados diferentes tratamentos na dentina: tratamento A - ácido fosfórico a 35% por 20 s; tratamento B - ácido fosfórico 35% por 20 s em seguida NaOCl 1,5% por 2 min; tratamento C - ácido fosfórico a 35% em seguida imersão em 10% de NaOCl por 120 h, 5 dias. As amostras foram observadas pela MEV para analisar a morfologia da interface e o teste de cisalhamento foi realizado para avaliar a resistência da adesão. Pela MEV foi possível analisar que as fibras colágenas foram removidas pelo NaOCl, o que implicou em um aumento no diâmetro, no tamanho dos túbulos e no número de ramos laterais; o NaOCl aplicado sob a *smear layer* não mostrou muita variação na morfologia; a aplicação do ácido + NaOCl gerou *tags* de resina com um maior diâmetro do que os tratamentos apenas com ácido; o tratamento com NaOCl por 120 h, produziu uma infiltração do adesivo na dentina mineralizada, que pode ser chamado de

"camada híbrida reversa", explicando o mecanismo de ligação; o uso do condicionamento ácido seguido pela aplicação de NaOCl, pode alcançar uma alta resistência de união através da formação da "camada híbrida reversa", o que demonstra um outro tipo de retenção micromecânica.

Panduric et al. (2001) realizaram um estudo para demonstrar a hipótese de que os adesivos podem ser usados como um material terapêutico no tratamento da hipersensibilidade dentinária em lesões não cariosas independentemente da etiologia. Esse estudo clínico foi realizado 133 dentes com lesões na cervical. A hipersensibilidade foi baseada na sensação do paciente, foi feita uma escala na qual os valores eram: 0 ± sem dor, 1 ± dor leve, 2 ± dor suportável, 3 ± dor forte, 4 ± dor insuportável. Foram utilizados quatro tipos de adesivos: All bond2 (aplicado em 34 dentes), Syntac Single Component (aplicado em 31 dentes), e One Step (aplicado em 25 dentes); no grupo controle foi utilizado um verniz cavitário contendo clorexidina, Cervitec (42 dentes) Os dentes foram tratados de acordo com as instruções do fabricante de cada material. Após o procedimento foi avaliado através da escala os valores de sensibilidade após um mês do tratamento e após 3 meses. Os resultados foram analisados de acordo com o grau de melhora, em intervalos de tempo diferentes, um ou 3 meses, com valores descritivos como melhora completa, melhora significativa, pouca melhora ou nenhuma melhora. Após um mês do tratamento a maioria dos pacientes relatou uma melhora completa. Após três meses a maioria dos pacientes relatou uma melhora completa, porém esse número foi menor do que após um mês do tratamento. Aumentou o número de pacientes que não perceberam nenhuma melhora ou que sentiram pouca melhora, os adesivos Syntac e One step mostraram melhores resultados que o All Bond2 e o controle, Cervitec. Os resultados mostraram que os adesivos podem ser usados como tratamento da hipersensibilidade dentinária em lesões não cariosas, porém não se tratam de soluções a longo prazo pois a sua eficiência diminui com o tempo.

Em 2004, Lan et al. avaliaram as alterações morfológicas de uma área de hipersensibilidade dentinária antes e depois da irradiação com o Nd: YAG *laser*. Trinta pacientes com diagnóstico clínico de dentes hipersensíveis na região cervical foram selecionados e tratados com um Nd:YAG *laser* (SLT contacto laser, Tóquio, Japão), com emissão de 1064 nm, intensidade de 30 mJ, 10 pulsos por segundo durante 2 min, com uma fibra óptica de 400 μm . A área de irradiação de aproximadamente 3 mm x 5 mm, e a velocidade foi cerca de 1 mm / s, foi utilizada para simular a manipulação clínica. Foram realizadas moldagens, com a massa pesada do Exaflex (GC Co., Tóquio, Japão), da área sensível antes e depois do tratamento. Todas as moldagens foram revestidas com cerca de 20 nm de ouro e paládio. As amostras foram, então, observadas em MEV. A moldagem da área de hipersensibilidade antes do tratamento a laser mostrou muitas hastes protrusivas, 10 a 20 μm , demonstrando que os túbulos dentinários estavam abertos pois o material de moldagem foi capaz de penetrar, e depois do tratamento apenas algumas hastes protrusivas foram encontradas, 2 a 5 μm o que nos mostra que houve uma redução dos túbulos dentinários expostos. Os resultados indicaram que o Nd: YAG (30 mJ, 10 pulsos por segundo, 2 min) pode ser utilizada para selar os túbulos dentinários expostos.

Magalhães et al. (2004) realizaram um estudo *in vitro* para verificar a eficácia do Nd:YAG *laser* pulsado de 1064 nm no selamento dos túbulos dentinários devido as alterações morfológicas resultantes, utilizando parâmetros clínicos aplicáveis para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. Para o estudo foram utilizados vinte terceiros molares extraídos e mantidos em solução salina. O cimento da região cervical foi removido expondo aproximadamente 4mm² de dentina. Os dentes foram divididos em três regiões: duas na vestibular e uma na lingual. Na vestibular irradiou-se o laser (irradiação A e B) e a lingual serviu como controle, sem irradiação (C). Foram realizados cortes méso-distais com espessura entre 1 e 1.5 mm e então aplicado o EDTA por 2

min para remoção da *smear layer*. Os parâmetros de irradiação foram 30 mJ, 0.3 W (grupo A) e 40 mJ, 0.4 W (Grupo B); Em ambos grupos foram usados 7 Hz, 43 s de aplicação cada, com 10 s de intervalo. Em 10 amostras, a superfície de dentina foi analisada por MEV e outras 10 amostras foram divididas ao centro para analisar a profundidade de penetração do laser na dentina. Foram observadas obliterações dos túbulos dentinários e ressolidificação da superfície em todas as amostras irradiadas. No grupo B (40 mJ) foram observadas rachaduras e mais grânulos de recristalização que no grupo A. A profundidade de penetração variou de 1 a 7 microns, dependendo dos parâmetros de irradiação, 30 mJ e 40 mJ. Os autores concluíram que o uso do Nd:YAG *laser* é uma medida muito eficaz para a obliteração dos túbulos dentinários abertos e que a dentina deve ser irradiada homogênea para evitar áreas não irradiadas e o não selamento dos túbulos dentinários.

Hsu et al. (2006) avaliaram o efeito da associação do flúor contendo dessensibilizantes com a irradiação com o Nd:YAG *laser* na oclusão dos túbulos dentinários. Sessenta amostras de dentina foram preparadas e tiveram a *smear layer* removida por EDTA. A aplicação do flúor foi realizada por duas soluções: solução A: 10% CaCl₂ (cloreto de cálcio) e 30% polietileno glicol e solução B: 5% Na₂HPO₄ (fosfato dissódico) e 0,3% NaF (fluoreto de sódio). Os espécimes foram imersos por 10 s na solução A e, imediatamente depois, imersos na solução B, por 10s. Após esse procedimento as amostras foram divididas em 6 grupos. Grupos: A e B controle (observação antes e depois do laser), grupos B, D e F tiveram aplicação do laser; os grupos C e D foram subdivididos em 3 sub-grupos com tratamento com 0,5M de vitamina C por 1, 2, 3 h; e o grupo G e F foram subdivididos em 2 sub-grupos: amostras escovadas por 1200 vezes e 3600 vezes. A aplicação do Nd:YAG *laser* foi realizada paralela aos túbulos dentinários e perpendicular ao dente com energia de 33J com 50 pulsos/s por 2 min. e a área de superfície foi 5 x 10mm².

Depois de realizadas todas as etapas, foram feitos os procedimentos para observação das amostras em MEV, e tiradas fotomicrografias para cada amostra e, então, analisadas as características de superfície como a oclusão dos túbulos dentinários. Através da MEV foi constatado que a solução de flúor formou um depósito cristalino na superfície dentinária com cerca de 1,5 a 2,5 mm de espessura; com o uso da vitamina C durante 1 ou 2 h o depósito foi dissolvido completamente e; com o uso da escova 1200 vezes observou-se o desgaste parcial do depósito, mas com 3600 vezes, removeu-se a maior parte. Quando a solução de flúor foi associada ao laser, a espessura da dentina derretida com a recristalização foi de 2,5 a 4 mm e não houve a dissolução com a vitamina C, nem o desgaste com o uso da escova. Assim o flúor em associação com o laser resiste aos efeitos de uma dieta ácida e escovação, aumentando a duração do efeito de dessensibilização, porém os autores concluíram que mais estudos são necessários para investigar a eficácia do tratamento na permeabilidade e hipersensibilidade.

Ritter et al. (2006) realizaram um estudo para testar a eficácia imediata e após 24 semanas do uso do verniz com flúor 5% (AllSolutions Fluoride Varnish, Dentsply Professional, York, Pa.) comparado com o verniz com 5% de flúor (Duraphat, Colgate Oral Pharmaceuticals, New York City) para o tratamento da hipersensibilidade dentinária. O estudo foi clínico, cego e randomizado, onde os indivíduos selecionados tinham hipersensibilidade nos incisivos, caninos e pré molares, com a dentina cervical exposta na superfície vestibular. Os autores aplicaram os diferentes produtos na mesma boca, de acordo com as recomendações do fabricante. Os pacientes não utilizaram nenhum outro tipo de dessensibilizante. Foi utilizada uma escala que variou de 0 - sem dor a 100 - dor insuportável, para os diferentes estímulos, como o frio e o jato de ar, seis semanas antes do tratamento, no dia do tratamento, oito semanas depois e 24 semanas depois do tratamento. Também foram aplicados questionários sobre a percepção do tratamento de

dessensibilização, onde as respostas foram: não melhorou, pouca melhora e houve uma melhora significativa. A maioria dos pacientes relatou pouca melhora na hipersensibilidade e não houve diferença entre os vernizes. Com a utilização da escala foi observado que não houve diferença entre o grupo teste e o controle, mas ambos tiveram as médias pós-tratamento menores que ao início do tratamento; as médias do jato de ar foram sempre menores que as do estímulo frio; nenhuma dor ou desconforto foi totalmente eliminado. Foi concluído que ambos os vernizes diminuem a sensibilidade, porém há uma queda dessa melhora com o tempo.

Em 2008, Magalhães et al. avaliaram o efeito *in vitro* de dois agentes fluoretados (gel e verniz) e a irradiação com o Nd:YAG *laser* (0,5, 0,75 e 1,0 W) separadamente ou em combinação, para analisar a resistência à erosão da dentina. Oitenta amostras de dentina bovina (4 x 4 x 3 mm) foram aleatoriamente distribuídos em oito grupos, de acordo com o tratamento: G1: sem tratamento (controle); G2: Flúor em gel acidulado (1,23%) por 4 min; G3: verniz com flúor (NaF 2.26%) por 6 h; G4: 0.5 W de Nd:YAG *laser* (pulso de 250 microssegundos, 10 Hz, 35 J/cm², 30 s); G5: 0.75 W de Nd:YAG *laser* (52.5 J/cm²); G6: 1.0 W de Nd:YAG *laser* (70 J/cm²); G7: Flúor em gel acidulado + 0.75 W de Nd:YAG *laser*; e G8: verniz de flúor + 0.75 W de Nd:YAG *laser*. Após os tratamentos, metade da superfície de cada amostra foi protegida por duas camadas de esmalte de unha para manter uma referência antes dos ataques ácidos. As amostras foram estocadas em saliva artificial (30 ml / amostra) durante 24 h e foram submetidas desafios erosivos com refrigerantes durante 1 min, por 4 vezes. Entre os ataques erosivos as amostras foram mantidas em saliva artificial. As amostras foram analisadas por perfilometria. Houve maior desgaste nos grupos: G1, G4, G5, G6 e G8, os grupos G2 (flúor em gel acidulado), G3 (verniz com flúor) e G7 (flúor em gel acidulado em associação com o *laser*) tiveram menos desgaste que o grupo controle, porém os grupos G2 e G7 não foram

diferentes entre si, mas apresentaram melhores resultados que o G3. Os autores concluíram que a irradiação a laser não foi capaz de reduzir a erosão na dentina. No entanto, a aplicação de fluoreto foi capaz de aumentar a resistência da dentina a erosão, e o flúor em gel acidulado obteve melhores resultados que o verniz de flúor.

Ipci et al. (2009) compararam a eficácia dos lasers CO₂ e Er:YAG sozinhos ou em associação com o uso tópico de fluoreto de sódio (NaF) em tratamento para dentina hipersensibilizada. Foram selecionados 50 pacientes com um total de 420 dentes sensíveis. Os pacientes foram aleatoriamente divididos em 5 grupos (n = 10). G1: aplicação do NaF 2% durante 4 min; G2: aplicação do laser CO₂ paralelo aos túbulos dentinários com 5mm de distância da superfície do dente e potência de 1 W por 10 s por toda superfície; G3 aplicação do laser Er:YAG paralelo aos túbulos dentinários distância de 3 a 4 mm durante 10 s com 60 mJ de energia e frequência de 30 Hz sem resfriamento por água ou ar; G4: NaF 2% e aplicação do laser CO₂; G5: NaF 2% e aplicação do laser Er:YAG. A velocidade de exploração do laser foi de 0,8 mm / seg. A sensibilidade térmica foi avaliada com estímulos de evaporação usando uma seringa de ar por unidade dental, 1 s de jato de ar frio a 2 mm do local a ser testado. A sensibilidade foi pontuada de acordo com uma escala de quatro pontos. A sensibilidade foi avaliada antes do tratamento, uma semana, um mês, e 6 meses de pós-tratamento por um único examinador que desconhecia o tratamento realizado. Todos os tratamentos mostraram uma melhora significativa no desconforto. A dor diante da aplicação de jatos de ar frio em uma semana, um mês e seis meses após o tratamento, reduziu significativamente em relação aos escores iniciais, com exceção do NaF, que foi verificado um aumento significativo na média do grau de desconforto em 6 meses após o tratamento em comparação a 1 semana e 1 mês. A comparação entre os outros métodos não mostrou diferenças. Este estudo clínico demonstrou que os lasers CO₂ e Er:YAG são promissores como ferramentas de dessensibilização para

hipersensibilidade dentinária e a combinação de lasers com NaF gel, não mostrou maior eficácia em comparação com qualquer laser usado sozinho.

Em 2009, Kara e Orbak compararam, por meio de um ensaio clínico, os efeitos do Nd:YAG e do verniz com flúor como tratamentos para hipersensibilidade dentinária. Vinte pacientes com dois ou três dentes hipersensíveis à estimulação com jato de ar foram selecionados e divididos em dois grupos: grupo 1 - os dentes hipersensíveis foram tratados com verniz com flúor (n = 10) e grupo 2- os dentes foram tratados com Nd: YAG *laser* (n = 10). A reação de hipersensibilidade foi provocada por meio de um fluxo de ar a 1 cm da superfície cervical do dente após a remoção de placa supra gengival. Os dentes adjacentes foram cobertos por rolos de algodão. O estímulo foi realizado até a dor ou por 10 s. No grupo 1, o verniz fluoretado (Bifluorid 12; VOCO, Cuxhaven, Alemanha) foi aplicado sobre as áreas vestibulares dos dentes uma vez por semana, durante 3 semanas. E no Grupo 2, os pacientes foram tratados por Nd:YAG *laser* (Smarty A10; DEKA, Firenze, Itália); comprimento de onda de 1.064 nm sob refrigeração de ar, e com: 2 W; 100 mJ; 20 Hz, por 60 s. O feixe de laser foi conduzido por fibra óptica de 320 µm. Uma escala analógica visual (VAS) foi utilizada para avaliar estes resultados. A escala possuía dois pontos fixos, sendo um ponto "nenhuma dor", e no outro ponto "pior dor". Foram avaliados no 1º dia e nas semanas 1, 2, 3 e 4. A pontuação média de hipersensibilidade foi bem adaptada em ambos os grupos no início do estudo, mas o tratamento a laser resultou em melhorias significativas da dor imediatamente após o tratamento e após 1 semana. Após 2, 3, e 4 semanas, o desconforto no grupo flúor diminuiu da pontuação de base, ao passo que o efeito do laser permaneceu quase inalterado. Os pacientes ficaram mais satisfeitos no grupo laser. No final do estudo, todos os dentes permaneceram vitais, sem reações adversas relatadas ou quaisquer complicações clinicamente detectáveis. O Nd:YAG é um instrumento adequado para a redução

imediate bem-sucedida da hipersensibilidade dentinária, proporciona maior satisfação ao paciente e o tempo de tratamento é mais curto.

Yazici et al. (2009) avaliaram a resistência ao cisalhamento de dois adesivos auto condicionantes aplicados em dentina coronária ou radicular tratadas com Er:YAG e Nd:YAG laser para hipersensibilidade dentinária. Sessenta molares humanos foram aleatoriamente divididos em três grupos (n = 20) dos quais 10 foram tratados com adesivo Clearfil SE Bond (SE) e 10 com o adesivo Clearfil Tri-S Bond (S3): Grupo 1 (controle)- sem tratamento; Grupo 2 (Er:YAG)- as superfícies de dentina foram manualmente irradiadas para simular condições clínicas (aproximadamente 6 mm de distância a partir da superfície) para 60 J/cm² em 3 Hz e 100 mJ; Grupo 3 (Nd:YAG)- as superfícies de dentina coronal e radicular foram irradiadas manualmente, a cerca de 1 mm de distância, com uma fibra óptica de 300 µm, por 60 J/cm² a 15 Hz e 1 W, sem refrigeração, por duas vezes. Os dentes ficaram armazenados em saliva artificial durante 14 dias a 37 °C. Um bloco de resina foi colocado a partir de dois incrementos. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C durante 24 h, e, em seguida, foi realizado o teste ao cisalhamento a 1mm / min até a ruptura. A superfície de fratura de cada amostra foi analisada por um estereomicroscópio para determinar o modo de falha, classificadas como: adesivas, coesivas ou mistas. Os resultados foram submetidos aos testes estatísticos, onde foi observado que o grupo controle / SE apresentou maiores valores que o grupo controle / S3 e o grupo Nd:YAG / S3. Em comparação entre a dentina radicular e coronária não houveram diferenças, exceto para o grupo controle / SE. As falhas foram principalmente adesivas. Os parâmetros utilizados para tratamento de hipersensibilidade dentinária com Er:YAG ou Nd:YAG, não afetaram a resistência ao cisalhamento.

Arisu et al. (2011) avaliaram a influência de tratamentos para hipersensibilidade dentinária na resistência à microtração dos

adesivos. Foram utilizados 42 terceiros molares os quais tiveram a dentina cervical exposta. As amostras foram tratadas com EDTA por 15s para remover a *smear layer* e depois foram tratadas com 2,5% de NaOCl por 5s e lavadas com água destilada. Foram então divididas em 6 grupos conforme o tratamento realizado na dentina: Grupo 1 - a superfície foi tratada com Vivasens; Grupo 2 - BisBlock; Grupo 3 - aplicação de flúor em gel; Grupo 4 - Nd: YAG (120 mJ; 20 Hz e 2,4 W) por 10 s a 1 mm de distância; Grupo 5- Clearfil SE Primer and Bond e o uso do Nd:YAG *laser* antes da polimerização; Grupo 6- controle - sem tratamento. Depois dos tratamentos, foram aplicados o adesivo Clearfil SE primer e bond e restaurados com Filtec Supreme, cortados os palitos e realizado o teste de microtração 1 mm / min até a fratura. As superfícies de fratura foram observadas em estereomicroscópio para classificação das falhas. O teste ANOVA e Tukey foram utilizados para análise estatística, 2 amostras por grupo foram analisadas por MEV. O Grupo 2 teve menor resistência à microtração e o grupo 6, controle, teve maior resistência. Houveram mais falhas prematuras no grupo 2 e menos no grupo 5, adesivo + laser. Pela MEV o grupo 5 obteve tags maiores e mais longos e a camada híbrida foi contínua. Os dessensibilizantes reduziram a força de ligação do adesivo à dentina, exceto o grupo do Clearfil + laser. Foi concluído que a dentina hipersensível tratada com agentes tópicos e laser é menos favorável à adesão que a dentina normal.

Dayem (2010) avaliaram a profundidade de penetração de sistemas adesivos dentários através do condicionamento ácido da dentina, desproteinizando a dentina com Nd:YAG *laser* ou com solução de hipoclorito de sódio a 10% (NaOCl), através da microscopia de luz fluorescente. Foram realizadas cavidades classe V padronizadas na vestibular e lingual de 60 pré-molares, com 3 x 3 e 2 mm de profundidade. Os dentes foram divididos em dois grupos, sendo 30 dentes em cada grupo e cada grupo subdividido em três subgrupos, cada um com 10 dentes (20 cavidades): Grupo 1 - Exite Bond, que foi subdividida em: G1a,

condicionamento ácido (ácido fosfórico 37%) + laser Nd:YAG, 1,064nm, 10mJ, 3 pulsos + adesivo; G1b: condicionamento ácido + 10% NaOCl por 1 min e lavado por água destilada + adesivo; G1c: condicionamento ácido + adesivo; Grupo 2 - Solobond Plus Bond, subdividido em: G2a: condicionamento ácido + laser + adesivo; G2b: condicionamento ácido + NaOCl + adesivo; G2c: condicionamento ácido + adesivo. Os dentes foram preparados para análise em microscopia de luz fluorescente. O tratamento da dentina com condicionamento ácido e Nd:YAG levou a um aumento significativo na profundidade de penetração do sistema adesivo; o máximo de profundidade de penetração do sistema adesivo do ácido + laser foi significativamente maior do que o de ácido + NaOCl. O adesivo Solobond Plus bond penetrou mais profundamente que o adesivo Exite. Os autores concluíram que o adesivo Solobond Plus Bond e o uso do laser proporcionam uma maior profundidade de penetração do sistema adesivo.

Farmakis et al. 2012 avaliaram in vitro a eficácia do dessensibilizante NovaMin e o laser Nd:YAG na presença e ausência da smear layer usando o microscópio eletrônico de varredura para verificar a porcentagem dos túbulos dentinários ocluídos após cada dessensibilizante separadamente e em associação. Foram utilizados 48 molares humanos, onde foi exposta a dentina vestibular e lingual. A lingual serviu de controle. Os espécimes foram limpos no ultrassom com água deionizada por 30 s seguido pela aplicação de 0,5 M de EDTA por 2 min, para abrir os túbulos semelhante dos pacientes com hipersensibilidade. Os espécimes foram divididos em 4 grupos. Grupo A: foi aplicada pasta de NovaMin na superfície por 5min. Grupo B: foi irradiado Nd:YAG laser, 0.5 w, 10 Hz, e 50 mJ. Grupo C: foi aplicada a pasta NovaMin por 5 min e irradiado o laser Nd:YAG como descrito anteriormente. Grupo D: Foi irradiado o laser Nd:YAG e depois aplicado a pasta NovaMin por 5 min. Os espécimes foram estocados em solução salina (0,9% NaCl) por 24 h e observados pelo MEV. Fotografias foram

feitas e cada espécime foi avaliado quanto à porcentagem da oclusão dos túbulos dentinários. Foi utilizado uma escala de 1 a 4. (1: 0% – 24%, 2: 25% – 49%, 3: 50% – 74%, e 4: 75% – 100%). Foram quatro avaliadores cegos. Três foram obrigados a concordar para gravar uma pontuação. A análise estatística revelou que a presença de *smear layer* contribuiu significativamente para a oclusão dos túbulos dentinários, independentemente do tratamento aplicado ($P < 0,001$). Comparando com o NovaMin aplicado sozinho, todos os outros tratamentos apresentaram túbulos dentinários significativamente mais ocluídos. Os grupos C e D com *smear layer* mostraram se cobertos por uma camada de grânulos. A presença de *smear layer* é essencial para o êxito da oclusão dos túbulos dentinários, independentemente do tratamento aplicado. Além disso, a combinação do laser Nd: YAG e NovaMin aplicado de qualquer maneira, na presença de *smear layer*, tanto obstrui os túbulos como é capaz de formar uma camada significativa biológica.

Umana et al. em 2013 avaliaram as alterações na dentina irradiada com laser diodo com diferentes parâmetros de 810 e 980 nm. Com isso foi analisado o melhor parâmetro para reduzir o diâmetro dos túbulos dentinários, com objetivo de achar um parâmetro ideal para aplicação clínica do laser diodo no tratamento da hipersensibilidade. Para isso foram utilizados 24 molares humanos, a dentina foi exposta, as superfícies foram polidas, limpas e secas. Cada superfície exposta de dentina foi dividida em 4 quadrantes. A *smear layer* foi removida com aplicação de 18% de EDTA e em seguida foi irradiado diferentes densidades de energia. O primeiro grupo foram irradiadas 810 nm do laser diodo e segundo grupo 980 nm. Em ambos grupos foram utilizados o modo não contato, com 1 mm de distância da fibra da superfície, perpendicular a superfície e potência de: 0.8, 1, 1.6, e 2 W. O diâmetro da fibra óptica foi de 200 μm . Irradiado 1 mm / s. Foram irradiados por um mesmo operador. Os espécimes foram tratados para análise em MEV e foi medida a temperatura pulpar durante a aplicação do laser através de

uma pasta termocondutora injetada na câmara pulpar, um termômetro foi utilizado tipo K (Model TM – 946, 4 channels, Lutron, Taiwan), com precisão de 0.01°C. O grupo sem irradiação apresentou os túbulos dentinários abertos. A irradiação do laser provocou mudanças na superfície estrutural da dentina. Um estreitamento dos túbulos foi observado com as potências de 0.8 - 1.6 W com 810 nm e 0.8 – 1 W com 910 nm. Foram encontradas áreas na dentina com total oclusão dos túbulos com 810 nm e 2 W e com 980 nm e 1.6 a 2 W. Mas com 980 nm e 2 W provocou algumas áreas de dentina com ablação e destruição. Quanto à temperatura pulpar após 10s de irradiação, houve aumento de 0.4 – 1.3 °C com laser diodo (980 nm). E houve um aumento de 0.9 °C to 2 °C, com a irradiação de 810 nm. Como conclusão a Irradiação laser de diodo de 0,8 e 1 W levou à oclusão ou estreitamento de túbulos dentinários sem provocar fissuras ou rachaduras na dentina. Medidas da temperatura da polpa mostraram que a irradiação de 0,8 e 1 W durante um período de 10 s em modo contínuo aumentou a temperatura ($t \leq 2$ °C). Lasers de diodo (810 e 980 nm), utilizados em 0,8 e 1 W durante 10 s em modo contínuo foram capazes de selar os túbulos de dentina. Estes parâmetros podem ser considerados inofensivos para a vitalidade da polpa, e pode ser eficaz no tratamento da hipersensibilidade dentinária.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, in vitro, a eficácia e longevidade de tratamentos para a redução da permeabilidade dentinária modificados pelo Nd:YAG laser, tais como: o flúor, o adesivo dentinário e a desproteinização da dentina.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Preparo dos espécimes

Foram utilizados setenta dentes incisivos bovinos recém extraídos, de animais com idade de 2 a 4 anos, armazenados em água destilada a 4°C, trocada 1 vez por semana, até o momento da utilização, não excedendo o período de 6 meses (ISO 11405).

Os dentes foram seccionados transversalmente ao seu longo eixo, abaixo da junção amelo-cementária para remoção das raízes, realizada com uma peça reta (Kavo, São Paulo, SP, Brazil) e um disco diamantado Diaflex F (Wilcos do Brasil, Ind e Com Ltda., Petrópolis, RJ) (Figura 1).



Figura 1 – Remoção das raízes, realizada com peça reta e um disco diamantado Diaflex.

As polpas foram extirpadas por meio de limas endodônticas e a câmara pulpar irrigada para remoção de detritos.

As coroas dentais foram fixadas em uma base posicionadora para permitir o corte das amostras cilíndricas de dentina, com exatamente 6 mm de diâmetro a partir da superfície vestibular cervical utilizando uma broca trefina revestida por diamante com irrigação constante adaptada ao equipamento específico para obtenção de amostras circulares (Micro Mill – Washington, EUA) (Figura 2).

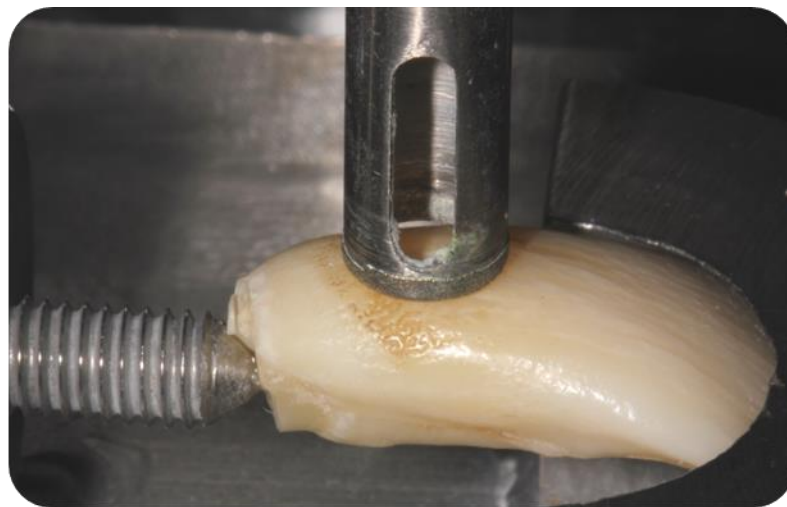


Figura 2 – Obtenção da amostra circular através de uma broca trefina diamantada

Para padronização da espessura de dentina, as amostras foram posicionadas em um dispositivo metálico que possui um orifício para adaptação do espécime, e um parafuso que permite a determinação da profundidade. Os espécimes foram posicionados neste dispositivo com o lado da dentina remanescente para fora do orifício para ser desgastada com uma lixa de carbeto de silício de granulação 600 (FEPA-P; Struers, Ballerup, Denmark), acoplada a uma politriz circular (DP-10, Panambra, São Paulo, SP, Brasil). (Figura 3A e 3B). Em seguida foi feita uma marcação no lado da dentina voltada para polpa com uma lâmina de bisturi número 12 para identificação posterior. Após esse procedimento virou-se a amostra dentro do orifício e deixando o lado do esmalte para fora. (Figura

3C). A profundidade foi ajustada para que o espécime tivesse 1 mm de espessura, onde foi novamente levado a politriz com lixa 600 até a dentina ficar completamente exposta. Em seguida, a superfície foi polida com lixas 1200 e 2400 (Fepa-P, Extec, Enfield, CT, USA), por 30s em cada uma, obtendo-se espécimes com adequada lisura superficial. Assim obtivemos amostras com exatamente 1mm de espessura de dentina, a mesma espessura utilizada por Greenhill e Pashley (1981), Kolker et al. (2002) e Pereira et al. (2005).

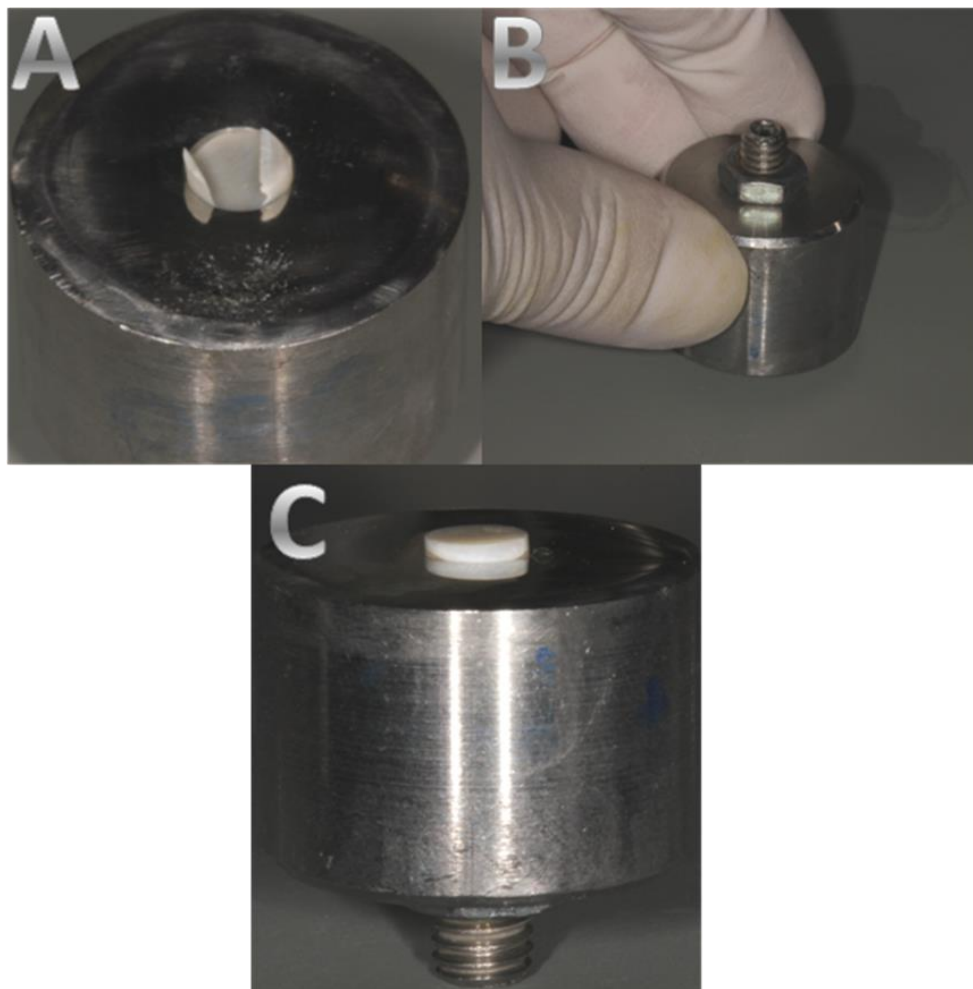


Figura 3 A - Dentina remanescente para fora do orifício do dispositivo para ser desgastada. B - Dentina sendo desgastada com uma lixa acoplada a uma politriz circular. C - Após ajuste da profundidade a 1 mm amostra pronta para desgaste do esmalte.

Como a permeabilidade varia conforme a espessura do espécime, a espessura final, exata, de cada disco foi medida utilizando um paquímetro digital (Starret, Itu, São Paulo, Brasil). (Figura 4)



Figura 4 – espessura final do espécime sendo medida por meio de um paquímetro digital.

Após o polimento e verificação da espessura final, os espécimes foram levados ao ultrassom (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) durante 5 mins com água deionizada a fim de remover resíduos de grão de abrasivo que poderiam interferir na permeabilidade do espécime, com a obliteração dos túbulos dentinários.

4.2 Permeabilidade

Foi utilizado o modelo de câmara dividida (*split chamber*), no qual o lado pulpar do disco de dentina é colocado em contato com um fluido sob pressão, e o outro lado em contato com o ambiente em pressão

atmosférica (Greenhill, Pashley, 1981; Santiago et al., 2006; Carvalho et al., 2012; Thanatvarakon et al., 2013) (Figura 5).

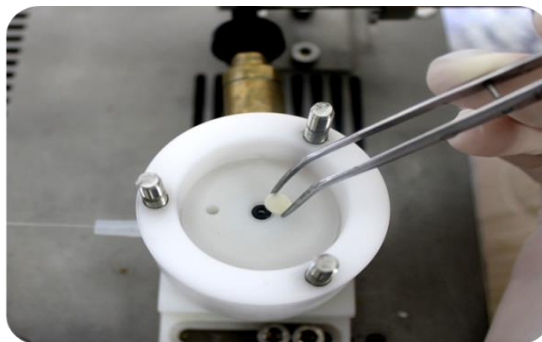


Figura 5 – Disco de dentina sendo colocado no interior da máquina, um dos lados fica em contato com um fluido sob pressão, e o outro lado fica em contato com o ambiente em pressão atmosférica.

Para medição da permeabilidade foi utilizado o aparelho THD-02b (Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda, Joaçaba, SC, Brasil) (Figura 6). O fluido de perfusão sai do reservatório e passa através de um tubo capilar, seguindo até a câmara de perfusão. Após o preenchimento de todo o sistema com o fluido de perfusão, uma pequena bolha de ar é inserida através de uma seringa micrométrica, penetrando no interior do tubo capilar. A taxa de movimento do fluido através do disco de dentina foi medida seguindo-se o deslocamento linear da bolha de ar dentro do tubo capilar, através do qual passa a solução, em um tempo pré-determinado, utilizando um paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Kolker et al., 2002; Santiago et al., 2006; Sauro et al., 2007; Thanatvarakorn et al., 2013) (Figura 7 e 8). A solução de perfusão utilizada foi água pura (Thanatvavarakorn et al., 2013) . Aplicando estes dados em equações específicas, foi possível obter a permeabilidade com relação ao tempo, pressão e área útil do disco de dentina. A pressão utilizada foi de 10psi (Kolker et al., 2002; Santiago et al., 2006; Thanatvarakorn et al., 2013)



Figura 6 – Máquina da permeabilidade



Figura 7 – Paquímetro digital, o qual medirá a taxa de movimento do fluido através da dentina pelo deslocamento linear da bolha de ar.

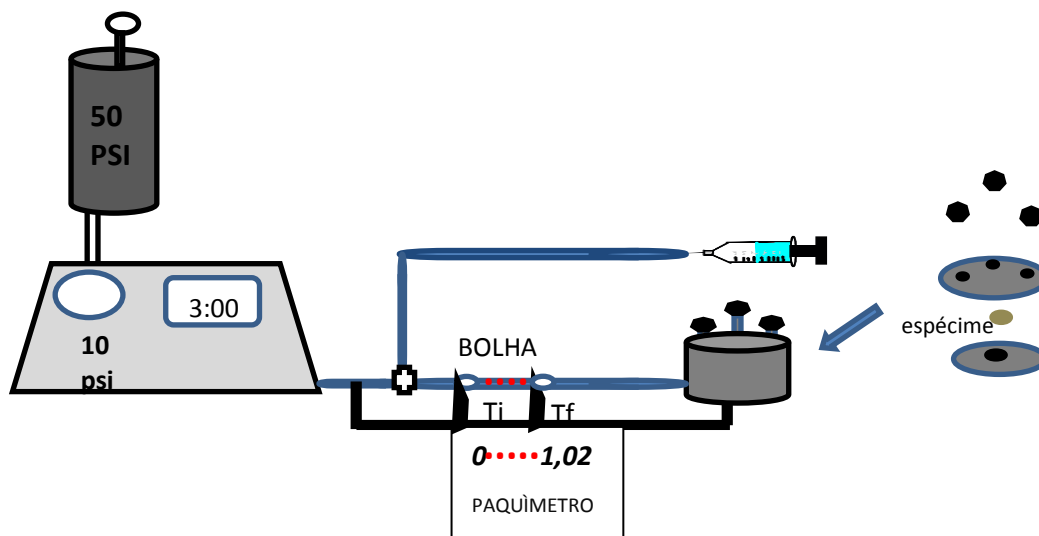


Figura 8 – Esquema do funcionamento da máquina da permeabilidade, onde T_i = tempo inicial e T_f tempo final.

Para que os cálculos da passagem dos fluidos através do disco de dentina fossem realizados, inicialmente calculou-se a constante de proporcionalidade (**CP**) do movimento linear da bolha, dentro do tubo capilar, em relação ao volume de solução deslocada. Como o capilar tem o diâmetro do calibre interno (**DC**) constante, divide-se o volume interno de todo capilar (**VI**) em μL pelo seu comprimento (**CO**) em mm, obtendo-se uma constante de proporcionalidade (**CP**). (Greenhill e Pashley, 1981; Santiago et al., 2006; Sauro et al., 2007)

$$\mathbf{CP = VI/CO}$$

Como o capilar tem volume interno de $50\mu\text{l}$ e 101mm de comprimento total, o valor da constante de proporcionalidade foi: 0,495

A taxa de filtração (**Q**), medida em $\mu\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$ é o volume da solução que passou através dos túbulos dentinários, sob pressão conhecida e constante, determinada pela extensão do deslocamento linear (**DL**) da bolha dentro do tubo capilar em mm, multiplicado pela constante de proporcionalidade (**CP**) e dividido pelo tempo de filtração (**T**) em min (Greenhill, Pashley, 1981).

$$\mathbf{Q = (DL \times CP)/T}$$

Para cada leitura foi utilizado um tempo de filtração de 3 mins (Santiago et al., 2006; Thanatvarakorn et al., 2013). Quatro leituras foram realizadas sucessivamente em cada disco, obtendo-se quatro valores de deslocamento linear (**DL**), dos quais uma média foi utilizada para o cálculo da taxa de filtração (**Q**) (Greenhill, Pashley, 1981; Pereira et al., 2005; Santiago et al., 2006).

A permeabilidade dentinária foi expressa em valores de condutância hidráulica (L_p) (Greenhill, Pashley, 1981; Kolker et al., 2002;

Santiago et al., 2006; Carvalho et al., 2012; Thanatvarakorn et al., 2013) onde:

$$L_p = Q / AS(P_1 - P_2)$$

L_p= condutância hidráulica expressa em $\mu\text{L}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{cm H}_2\text{O}^{-1}$, **Q**= Taxa de filtração em $\mu\text{L}\cdot\text{min}^{-1}$, **AS**= área de superfície em cm^2 , **P₁** = pressão hidrostática da solução dentro da câmara em cmH_2O e **P₂** = pressão atmosférica em $\text{cm H}_2\text{O}$.

A distância do movimento da bolha foi variável, enquanto o volume do capilar e o diâmetro interno, a pressão hidrostática, a área de superfície e o tempo foram constantes.

Os espécimes foram medidos, quando a condutância hidráulica em 4 momentos: 1- com a presença de smear layer na parte oclusal (Permeabilidade mínima); 2- com 0,5 M de EDTA por 5 min para obter a Permeabilidade Máxima; 3- Após a realização dos tratamentos; e após o desafio erosão / abrasão.(Pereira et al., 2005)

4.3 Permeabilidade mínima

A medição da permeabilidade inicial foi realizada mantendo-se a *smear layer* do lado vestibular (Pereira et al., 2005; Santiago et al., 2006), para uma comparação com as condições normais, dentes não sensíveis (Pereira et al., 2005). Para verificarmos se as substâncias dos tratamentos foram mais eficazes que a própria *smear layer* presente naturalmente. A *smear layer* formada do lado pulpar dos espécimes foi removida utilizando EDTA por 5min (Kolker et al., 2002, Sauro et al., 2005). Para garantir que o EDTA tocasse somente a superfície dentinária pulpar, o espécime foi posicionado em uma matriz de silicone com as dimensões exatas da amostra. A seguir lavados

abundantemente com jatos de ar e água. A *smear layer* do lado externo foi mantida, permitindo assim o cálculo da condutância hidráulica inicial, **L_{pmin}**.

Após a medição dos espécimes eles foram colocados em ordem crescente, da menor permeabilidade para maior, e assim os espécimes foram randomizados entre os grupos. Já que a permeabilidade é muito variável, foi uma forma de equilibrar os grupos, deixando-os com permeabilidade semelhante.

4.4 Permeabilidade máxima

Para simular a dentina com túbulos abertos presentes em áreas cervicais hipersensíveis, a *smear layer* das superfícies dentinárias externas, voltadas para o esmalte, foi removida usando 0,5M de EDTA durante 5min (Sauro et al.,2007; Carvalho et al.,2012).

Após a abertura dos túbulos da superfície externa, a leitura da permeabilidade dentinária foi repetida em cada espécime através do aparelho de permeabilidade, conforme descrito anteriormente. Onde foi obtido o valor da condutância hidráulica máxima de cada amostra (**L_{pmax}**), representando a abertura total dos túbulos dentinários. Após a leitura, as amostras de dentina foram tratadas conforme o seu grupo.

4.5 Delineamento experimental

Os 70 espécimes foram divididos em 7 grupos (n=10), sendo que os espécimes de cada grupo foram analisados quanto à

permeabilidade. Os grupos foram divididos de acordo com o tratamento a ser realizado.(Figura 9).

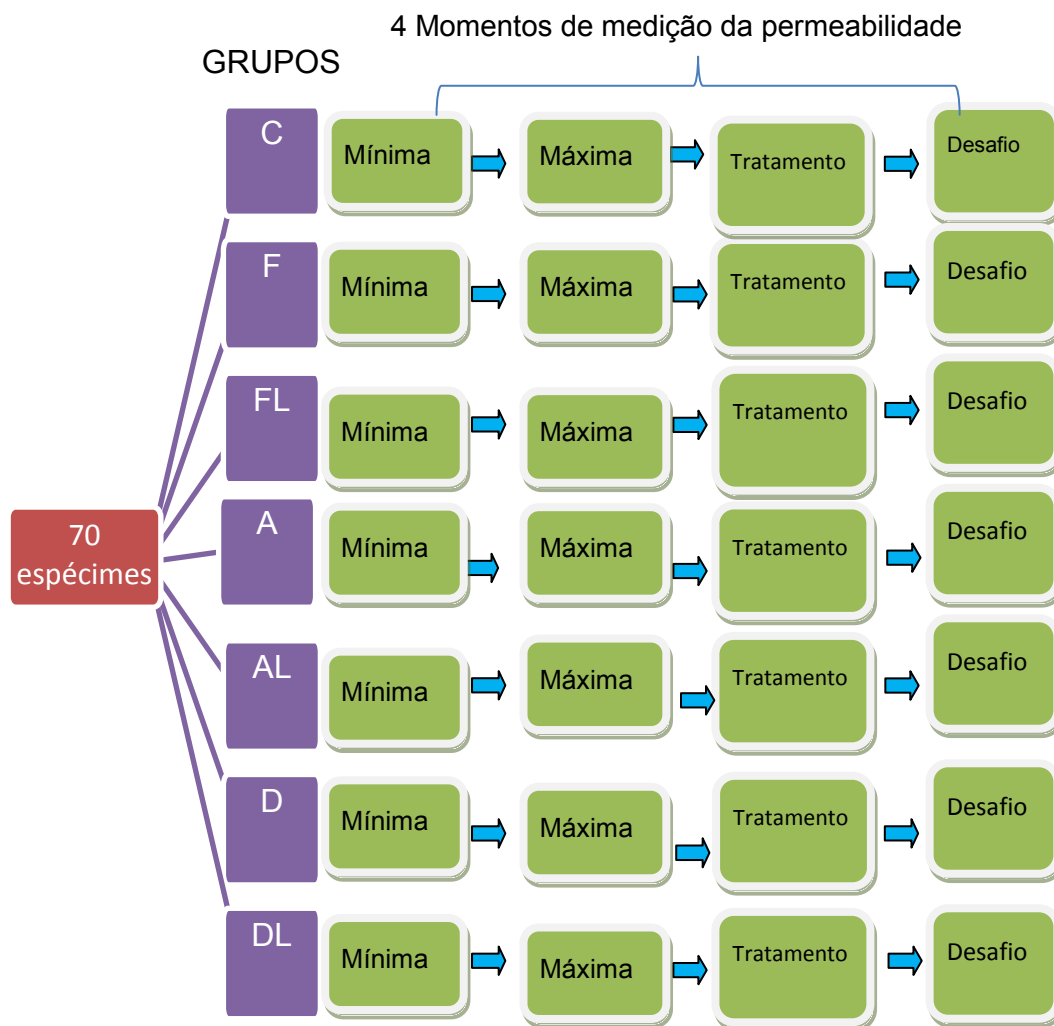


Figura 9 – Distribuição dos grupos.C: controle; F: Flúor; FL: Flúor + Laser; A: Adesivo; AL: Adesivo + Laser; D: Desproteinização; DL: Desproteinização + Laser.

O material, a composição e o modo de aplicação dos tratamentos realizados para obliterar os túbulos dentinários estão descritos a seguir: (Quadro 1).

Quadro1 – Composição e aplicação dos materiais

MATERIAL	COMPOSIÇÃO	APLICAÇÃO
Scotchbond™ Universal Adhesive, 3M ESPE Dental Products US, Saint Paul, MN, EUA	Monômero fosfato MDP, resinas dimetacrilato, HEMA, copolímero do Vitrebond™ (ácido polialcenóico), partículas de carga, etanol, água, iniciadores, silano.	Com pincel do tipo microbrush, aplicar o adesivo com agitação sobre a dentina limpa por 20 s. Secar com jato de ar suave por 5 s. Fotopolimerizar por 10 s.
Duraphat, Colgate, Brazil	Verniz, 2,26% F, 33,1% de álcool etílico, resinas naturais (colofônia, goma-laca, mástica), cera de abelha, sacarina e aroma.	Com um pincel do tipo microbrush aplicar uma única camada fina.
Laser de Nd: YAG (Figura 10)	Pulse Master 600 IQ (American Dental Technology- USA)	Comprimento de onda de 1,064µm, 60mJ/pulso, 10Hz, e fibra optica de 400µm, utilizado no modo não-contato
Ácido etilenodiamino tetra-acético (EDTA)	ácido etilenodiamino tetra-acético 0,5M	Aplicar o EDTA sobre a dentina, com auxílio do microbrush por 5 min Lavar com jato de água por 10 s. Remover o excesso de água com papel filtro
Hipoclorito de sódio (NaOCI)	10% de hipoclorito de sódio	Com a dentina limpa e seca aplicar o NaOCI por 1 min com auxílio do microbrush em seguida lavado com água destilada



Figura 10 – Aparelho Nd:YAG laser.

Para aplicação dos agentes os espécimes foram posicionados em uma matriz de maneira que somente a superfície de dentina externa recebeu o tratamento com a ajuda de um pincel (Microbrush, KG Sorensen Indústria e Comércio, São Paulo, Brasil) de acordo com o grupo (Figura 11)

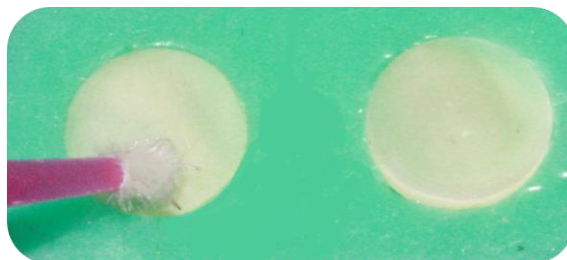


Figura 11 - espécimes posicionados em matriz para aplicação dos tratamentos com microbrush.

Grupo C: grupo controle, onde nenhum tratamento foi realizado;

Grupo F: verniz com flúor (Duraphat);

Grupo FL: verniz com flúor + laser Nd:YAG

Grupo A: sistema adesivo Scotchbond Universal + fotopolimerização;

Grupo AL: sistema adesivo Scotchbond Universal + laser Nd:YAG + fotopolimerização (Gonçalves et al., 1999);

Grupo D: 10% de NaOCl + sistema adesivo Scotchbond Universal + fotopolimerização.(Dayem et al., 2010);

Grupo DL: 10% de NaOCl + sistema adesivo Scotchbond Universal + laser Nd:YAG + fotopolimerização.

Após os respectivos tratamentos, os espécimes foram posicionados em uma matriz de silicone e imersos em saliva artificial durante 24 h, segundo a formulação proposta por (Gohring. et al.,2004). A seguir a condutância hidráulica após o tratamento foi avaliada, **Lptrat**. Ao final da avaliação de cada espécime, foram imersos novamente em saliva artificial.

4.6 Desafio de erosão e abrasão

Os desafios erosivos e abrasivos foram realizados de acordo com Shellis et al. (2011) e Levy et al. (2013). Antes do início do desafio, os espécimes de todos os grupos ficaram imersos em saliva artificial (pH = 6,8) Gohring et al. (2004), por 24 h para simular parcialmente as condições *in vivo*. Os ciclos erosão / abrasão foram realizados por 5 dias através da imersão dos espécimes em Coca-Cola (Coca-Cola Company Spal, Porto Real, RJ, Brasil, pH 2,6, sem agitação, a 25 ° C), 4 vezes ao dia, durante 90s, os espécimes foram posicionados

em uma matriz de modo que somente a superfície vestibular sofresse o desafio (Figura 12) . Foi realizado intervalo de 2 horas entre as imersões. Após a imersão, os espécimes foram lavados em água corrente, e cuidadosamente secos com papel absorvente, sem esfregar, e imersos em saliva artificial, nos intervalos entre as imersões e durante a noite, os espécimes ficaram imersos em saliva artificial, trocada diariamente.

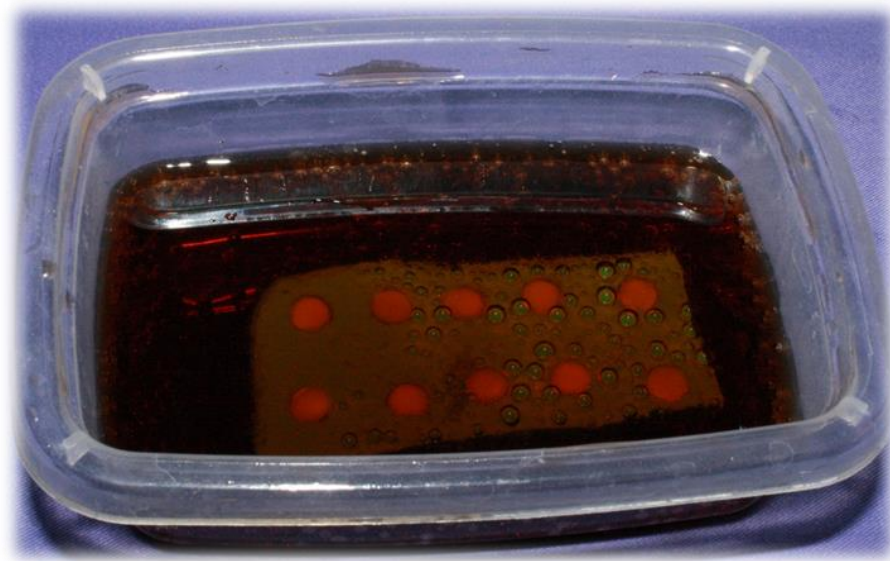


Figura 12 - espécimes posicionados em matriz para o desafio ácido em coca-cola.

Após o primeiro e o último desafio erosivo do dia todos os espécimes foram escovados para o desafio abrasivo. Para isso foi utilizada uma escova dental macia, de cerdas retas Sanifill Ultra Profissional 39 Macia (Facilit Odontológica e perfumaria, Curitiba, PR, Brasil) e creme dental Colgate Total 12 (Colgate Palmolive Co. – Osasco, SP, Brasil) e a máquina para simulação da escovação, modelo MEV-2T (Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda. – Joaçaba, SC, Brasil) (Figura 13) que possui um braço de aço que faz movimentos de vaivém. Nesse braço é encaixada uma barra transversal com seis eixos verticais. Cada eixo possui hastes metálicas reguláveis para o encaixe das “cabeças” das escovas dentais (Figura 14).



Figura 13 – Máquina para ensaio da escovação.

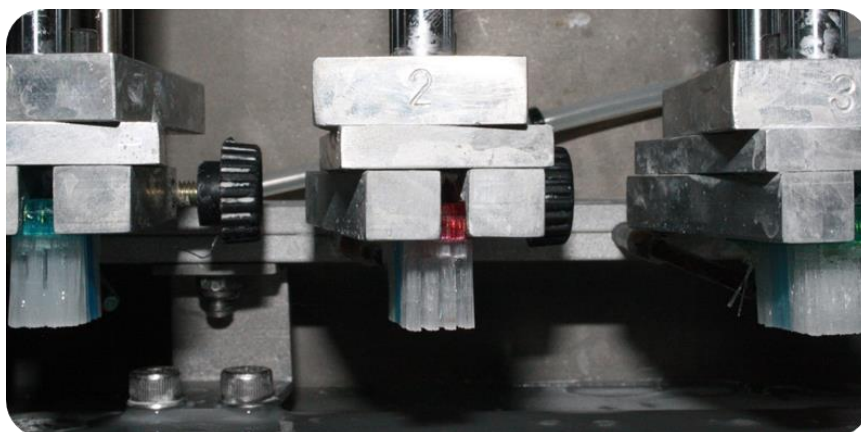


Figura 14 – “Cabeça” da escova dental adaptada á máquina de escovação.

Além disso, o equipamento apresenta um sensor controlador de temperatura, que possibilita a escovação em um ambiente termicamente semelhante à cavidade bucal (37 °C).

As escovas foram cortadas no limite entre o cabo e a “cabeça”, com auxílio de um torno de alta rotação adaptado para corte

(Nevoni – Duque de Caxias, RJ, Brasil) e um disco diamantado (Dremel – Campinas, SP, Brasil). As escovas tiveram algumas cerdas cortadas para melhor adaptação na máquina (Figura 15). As “cabeças” foram adaptadas na máquina de escovação e apoiadas sobre os corpos-de-prova, dispostos em nichos de aço inoxidável imersos nas soluções dos cremes dentais (Figura16).

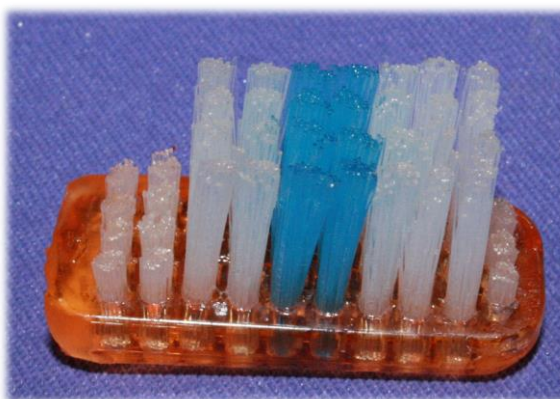


Figura 15 – “cabeça” da escova de dente.

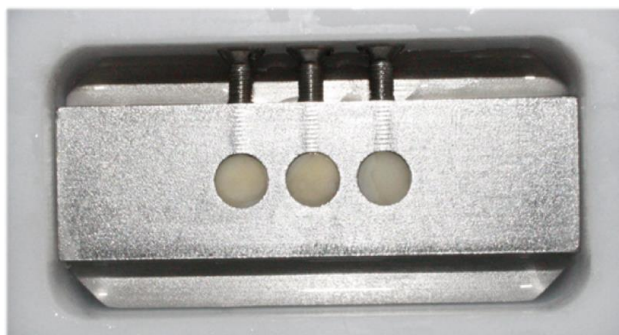


Figura 16– Espécimes dispostos em nichos de aço inoxidável.

Os cremes dentais foram diluídos na proporção 3:1, ou seja, 3 partes (150 g) de creme dental para 1 parte (50 g) de água deionizada (Turssi et al., 2003). Em seguida, os espécimes foram submetidos a ciclos de escovação com amplitude de movimento de 3,8 cm e 200 g de peso. Nessas condições, cem mil ciclos correspondem a 4,2 anos de escovação na cavidade bucal (Heath, Wilson, 1976). Para este estudo foi avaliado um período correspondente a um ano, portanto

foi realizado 24.000 ciclos divididos em 10 vezes. Após o término da escovação, os espécimes foram lavados, armazenados e colocados novamente na saliva artificial para em seguida realizar o desafio ácido, durante 5 dias. Ao final do quinto dia as amostras foram medidas para obtenção da condutância hidráulica após o desafio (**Lpdes**).

4.7 Calculo da permeabilidade em % após cada momento

A permeabilidade de cada amostra, em cada momento da leitura, foi calculada proporcionalmente como um percentual em relação à condutância hidráulica máxima, obtida após a abertura dos túbulos, a qual foi considerada uma permeabilidade de 100% (Kolker et al., 2002; Pereira et al., 2005; Santiago et al., 2006; Carvalho et al., 2012; Thanatvarakorn et al., 2013). A seguinte fórmula foi aplicada:

$$P\% = (Lp \times 100)/Lp_{Max}$$

P% = Percentual de permeabilidade em relação ao valor máximo; **Lp** = Condutância hidráulica em cada momento (**Lpmin**; **Lptrat**; **Lpdes**); **Lpmax** = condutância hidráulica máxima com os túbulos abertos.

Assim calculou-se um **p%** para cada amostra. E com os valores foram realizados os testes estatísticos.

4.8 Planejamento estatístico

Devido às variações biológicas da profundidade da dentina, todos os discos apresentam certa diferença no diâmetro e número de túbulos, o que resulta em uma variabilidade biológica inerente (Greenhill e Pashley, 1981). Para diminuir essa variabilidade, os dados da permeabilidade foram calculados por porcentual de mudança da condutância hidráulica, e cada disco foi controle dele mesmo (Greenhill, Pashley, 1981; Kolker et al., 2002; Santiago et al., 2006; Sauro et al., 2007).

Neste experimento o fator em estudo foi o Tratamento com sete níveis: controle; flúor; flúor + laser; adesivo; adesivo + laser; desproteção e desproteção + laser. O efeito dos tratamentos foi avaliado sob três condições: Mínimo, Tratamento e Desafio. A variável em análise foi a permeabilidade dentinária (P, em %). A unidade experimental o corpo-de-prova formado por discos de dentina bovina. Os corpos-de-prova foram randomizados, de modo com que os grupos ficaram com permeabilidades semelhantes. Foram obtidos dados, ou seja, sete condições experimentais, sob dez repetições, os quais foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais: MINITAB (Minitab, version 16.1, 2010), Graph Pad PRISM (versão 6.0, 2012) e STATISTIX (Analytical Software Inc., version 9.0, 2010).

4.9 Análise estatística

A estatística descritiva consistiu no cálculo de medidas de tendência central (média e mediana) e de dispersão (desvio padrão e faixa interquartil).

Para avaliar o efeito do tratamento em cada condição de desafio, a estatística aplicou-se os testes de análise de variância (RM

ANOVA) 2 fatores (Tratamento e condição); de comparação múltipla de médias de Tukey (5%).

Desta forma, as hipóteses estatísticas: nulidade (H_0) foram:

- a) H_{0a} – O uso de diferentes tipos de tratamentos não resulta em influência significativa na permeabilidade dentinária;
- b) H_{0b} – As condições experimentais não resultam em influência significativa na permeabilidade dentinária;

4.10 Preparo para microscopia eletrônica de varredura

Para fins ilustrativos dos diferentes tratamentos após o desafio erosivo e abrasivo dentro dos túbulos dentinários cada corpo-de prova teve sua interface polida com lixas d'água de granulação crescente (600, 1200 e 4000) em politriz circular sob refrigeração constante, e foi imerso em etanol absoluto dentro de um aparelho de limpeza ultra-sônica (Ultrasonic Cleaner – Odontobrás – Ribeirão Preto, SP, BR) por 5 min.

As superfícies polidas foram tratadas com HCl a 6% por 15 s, em seguida lavadas com jato de água por 10 s. Por fim, novamente imersas em etanol absoluto por 5 min e deixados secar completamente a temperatura ambiente. Após essa etapa, os corpos-de-prova foram montados em *stubs* de alumínio e metalizados com ouro-paládio pelo processo de sputter, por meio de um aparelho Desk II (Denton Vacuum) por 2 min.

Concluído todo o procedimento, os espécimes foram observados em MEV (JMS 5310 – Jeol Brasil Instrumentos Científicos Ltda. – SP, BR), empregando aumento de 3000 vezes.

5 RESULTADOS

Os dados obtidos serão apresentados em duas partes: análise estatística e análise das imagens obtidas por MEV referentes à obliteração dos túbulos dentinários dos grupos após o desafio erosivo/abrasivo.

5.1 Análise estatística

Na tabela 1 apresentam-se os valores, em porcentagem, média e desvio padrão em cada tratamento nas condições experimentais (permeabilidade mínima inicial - MÍNIMA; permeabilidade após os tratamentos - TRATAMENTO; e permeabilidade após os desafios erosivo e abrasivo - DESAFIO). A maior média de permeabilidade (93.52%) foi observada no grupo Adesivo na condição Desafio. A menor média foi 25,42% no grupo Controle na condição Mínima. Observa-se que os grupos na condição Mínima se assemelham aos encontrados na condição Tratamento, e essas médias aumentam quando se compara à condição Desafio (Figura 17).

Tabela 1 – Valores de média \pm desvio padrão da porcentagem da permeabilidade em cada grupo e sua condição experimental.

	Mínimo		Tratamento		Desafio	
	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>	<i>Média</i>	<i>DP</i>
C	25,42	6,48	49,12	13,46	84,65	26,67
F	42,00	6,32	51,34	15,08	78,97	14,44
F+L	31,79	10,78	51,26	15,54	69,91	10,78
A	37,25	6,83	47,08	10,69	93,52	10,31
A+L	37,06	13,77	32,39	10,11	54,72	16,89
D	53,34	9,82	43,85	4,19	77,4	31,9
D+L	36,43	6,47	35,61	9,98	35,55	5,27

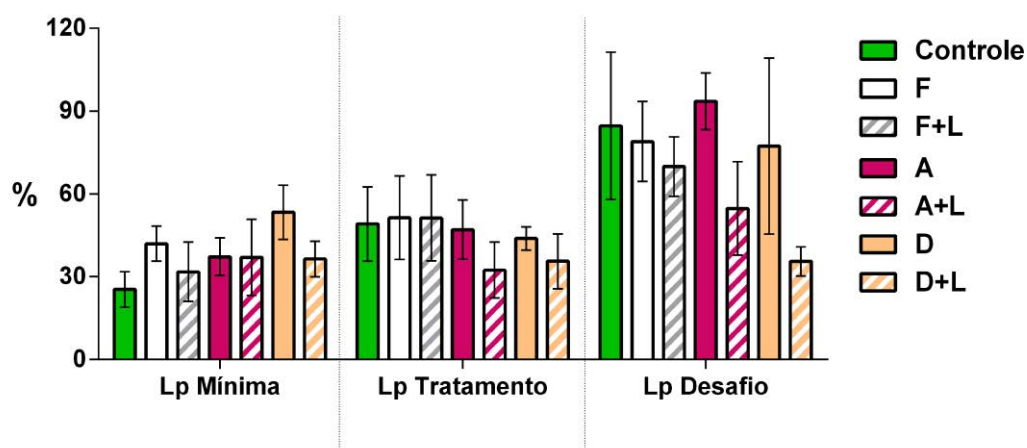


Figura 17- Gráfico de médias \pm desvio padrão da porcentagem da permeabilidade em cada grupo em cada condição experimental.

Na tabela 2 apresentam-se os efeitos dos dois fatores primários: grupos (controle, flúor, flúor + laser, adesivo, adesivo + laser, desproteinização e desproteinização + laser) as condições (Mínima, Tratamento e Desafio) e de sua interação. Segundo o teste ANOVA de

medidas repetidas 2 - fatores (Grupo e Condições), todos os tratamentos apresentaram efeito estatisticamente significativo ($p < 0,05$) na variação da permeabilidade. Os resultados dos fatores grupo ($p = 0,0001$), condições ($p = 0,0001$) e interação foram estatisticamente significantes ($p = 0,0001$).

Tabela 2- Análise de variância do teste anova de medidas repetidas, 2-fatores para $n = 10$

FATORES	GL	SQ	MQ	F	P
Tratamentos	6	14621	2436.9	7.03	0.0001
Condição	2	42695	21347.5	186.42	0.0001
Interação	12	16552	1379.4	12.05	0.0001
Total	209	110144			

GL: grau de liberdade; SQ : soma quadrática; MQ : média quadrática;
F : força.

* Diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$).

Na tabela 3 são apresentados os resultados do teste Tukey ($\alpha = 0,05$) onde as três condições experimentais (mínima, tratamento e desafio) estão sendo comparadas dentro de cada grupo (C, F, F + L, A, A + L, D, D + L) quanto a diferença estatisticamente significativa. Observa-se que quando comparada as condições mínima com a condição tratamento somente o grupo controle e o grupo fúor + laser obtiverem diferenças significativas. E quando comparado as condições mínimo com desafio e tratamento com desafio somente o grupo desproteinização + laser não apresentou diferenças significativas.

Tabela 3 – Resultado do teste Tukey ($\alpha = 0,05$) para as três condições experimentais dentro de cada grupo

	Mínimo x Tratamento	Mínimo x Desafio	Tratamento x Desafio
C	SIM	SIM	SIM
F	NÃO	SIM	SIM
F+L	SIM	SIM	SIM
A	NÃO	SIM	SIM
A+L	NÃO	SIM	SIM
D	NÃO	SIM	SIM
D+L	NÃO	NÃO	NÃO

Sim: representa os grupos e condições onde houveram diferenças estatisticamente significantes.

Na tabela 4 são apresentados os resultados do teste Tukey ($\alpha = 0,05$) onde os sete grupos foram comparados dentro de cada Condição experimental. Observa-se que dentro da condição Mínima só houve diferença estatística entre os grupos C x D e F + L x D. Já dentro da condição Tratamento houve diferença estatística entre os grupos F x A+L e F+L x A+L. Dentro da condição Desafio houve diferença entre os grupos C x A+L, C x D+L, F x A+L, F x D+L, F+L x A, F+L x D+L, A x A+L, A x D+L, A+L x D, A+L x D+L e D x D+L.

Tabela 4 - Resultado do teste Tukey ($\alpha=0,05$) para os sete grupos dentro de cada condição

Grupos	Mínima	Tratamentos	Desafio
C x F	NÃO	NÃO	NÃO
C x F+L	NÃO	NÃO	NÃO
C x A	NÃO	NÃO	NÃO
C x A+L	NÃO	NÃO	SIM
C x D	SIM	NÃO	NÃO
C x D+L	NÃO	NÃO	SIM
F x F + L	NÃO	NÃO	NÃO
F x A	NÃO	NÃO	NÃO
F x A+L	NÃO	SIM	SIM
F x D	NÃO	NÃO	NÃO
F x D+L	NÃO	NÃO	SIM
F+L x A	NÃO	NÃO	SIM
F+L x A+L	NÃO	SIM	NÃO
F+L x D	SIM	NÃO	NÃO
F+L x D+L	NÃO	NÃO	SIM
A x A+L	NÃO	NÃO	SIM
A x D	NÃO	NÃO	NÃO
A x D+L	NÃO	NÃO	SIM
A+L x D	NÃO	NÃO	SIM
A x L + D+L	NÃO	NÃO	SIM
D x D+L	NÃO	NÃO	SIM

Sim/ não mostram onde houver diferença estatisticamente significativa.

Os gráficos abaixo (Figura 18 e 19) ilustram as médias de variação da porcentagem da permeabilidade em cada grupo, em cada condição experimental. Observam-se maiores médias para a condição Desafio, sendo que as condições Mínima e Tratamento se equivalem.

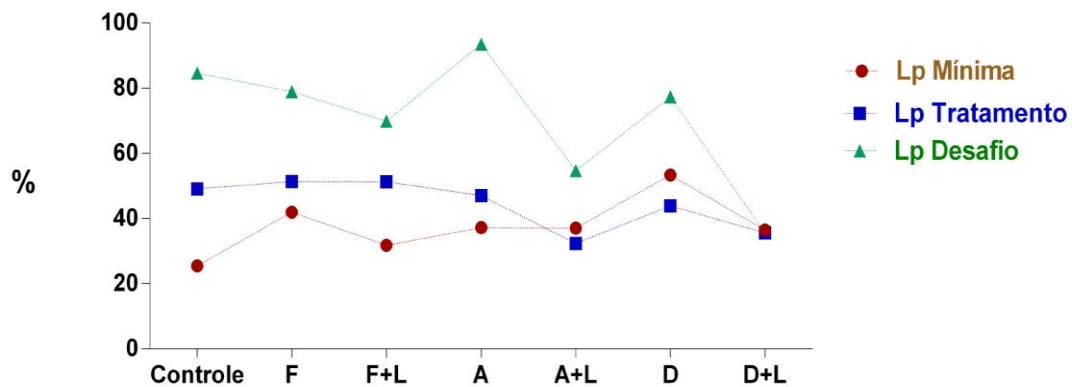


Figura 18– Gráfico das médias da variação da permeabilidade (%), conforme os grupos experimentais.

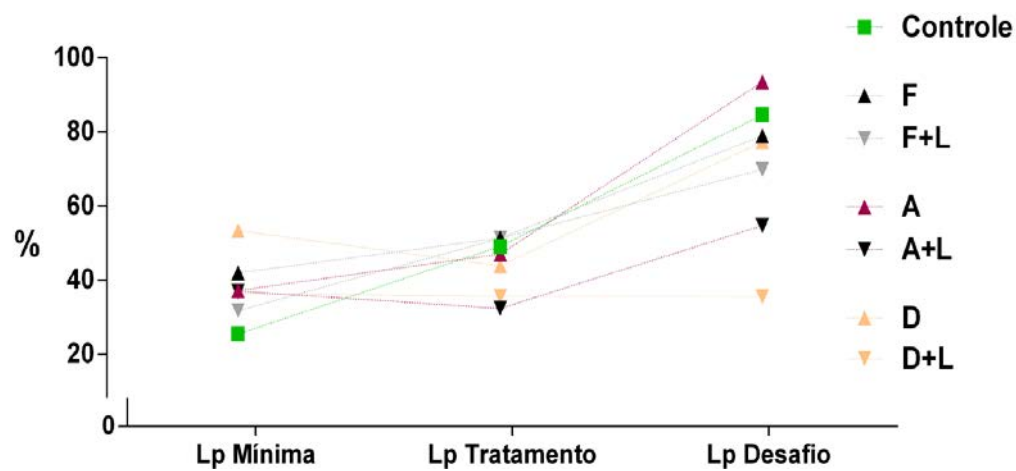


Figura 19 – Gráfico das médias da variação da porcentagem da permeabilidade, conforme a condição experimental.

5.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As fotomicrografias ilustrativas dos túbulos dentinários representam os grupos após o desafio erosivo/ abrasivo em um aumento de 3000 vezes (Figura 20).

Pode- se observar que no grupo C os túbulos estão completamente desobstruídos, mostrando que o armazenamento em saliva artificial não gerou a formação de precipitados que pudessem obliterar os túbulos e, conseqüentemente, fornecer resultados falso positivos de permeabilidade (Figura 20 C). Os grupos F e FL, apresentam-se semelhantes, com precipitados nas embocaduras dos túbulos (Figura 20 F e FL). O grupo A apresenta tags resinosos finos (Figura 20 A) Já o grupo AL apresenta tags no interior dos túbulos dentinários e nas ramificações laterais, obliterando os túbulos dentinários (Figura 20 AL). O grupo D apresentatags resinosos (Figura 20 D); E o grupo DL apresentam uma obliteração dos túbulos dentinários mais expressiva, com zonas de total obliteração, onde não é possível ver a luz do túbulo (Figura 20 DL). Observa-se que os grupos em associação com o laser têm mais capacidade de obliterar os túbulos (Figura 20 FL, AL e DL).

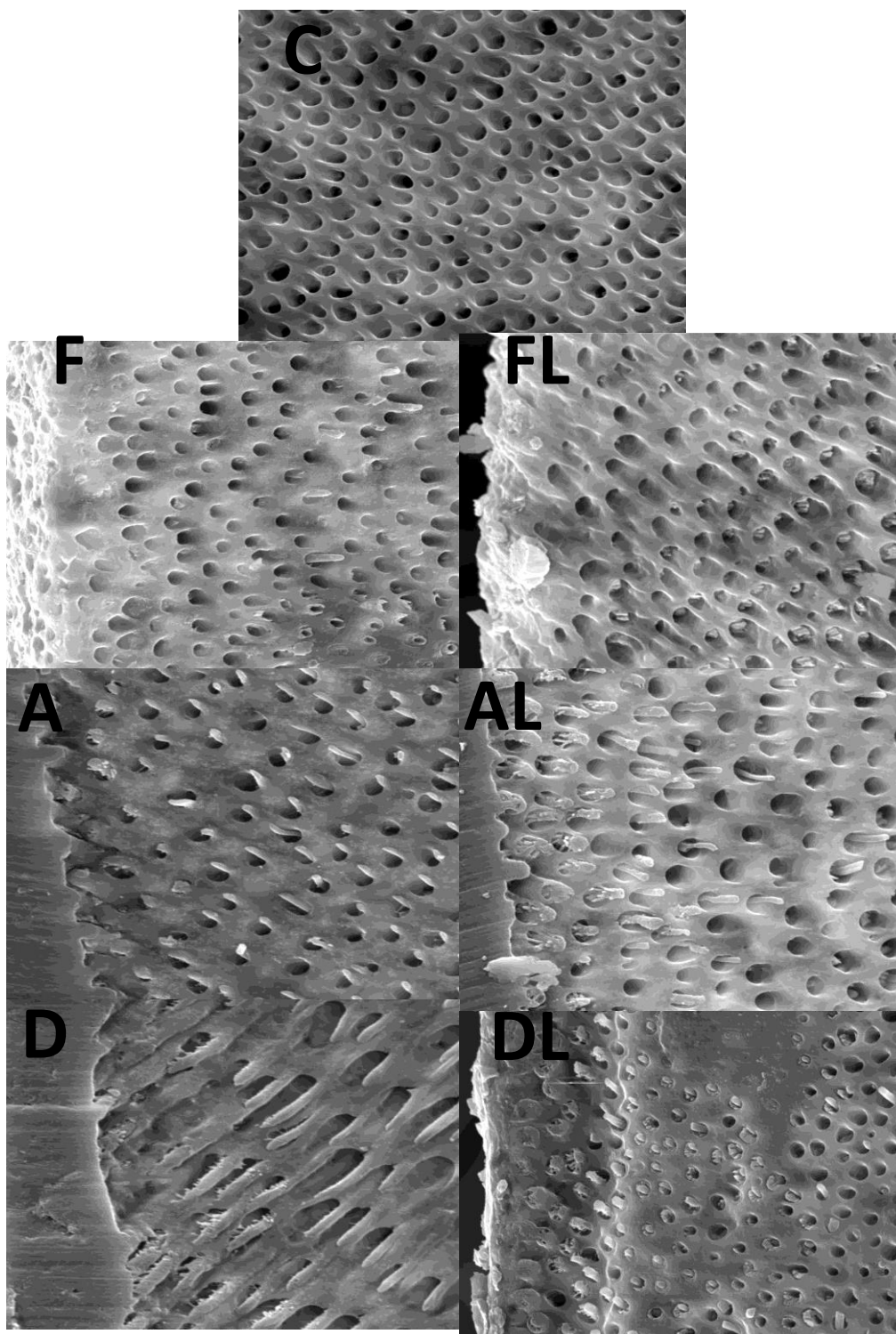


Figura 20– Fotomicrografias em MEV em 3000 vezes de aumento de todos os grupos após o desafio erosão/abrasão.

6 DISCUSSÃO

6.1 Da metodologia

Para esse estudo foram utilizados dentes bovinos, já que tem se tornado cada vez mais difícil à obtenção de dentes humanos hígidos e extraídos em grande quantidade para atender as pesquisas. Estudos têm mostrado que dentes bovinos apresentam características semelhantes aos dentes humanos, permitindo sua substituição. (Nakamichi et al., 1983; Schilke et al., 2000; Hara et al., 2003) Os dentes bovinos são mais fáceis de obter, também são maiores o que torna mais fácil de manipular e realizar os procedimentos necessários, além de permitir a obtenção de vários espécimes e várias profundidades em um único elemento (Mellberg, 1992). Os dentes bovinos são mais padronizados que os humanos, pois são provenientes de linhagem genética e idade semelhante, neste estudo, por exemplo, obtivemos dentes de animais com idade de 2 a 4 anos, os animais cresceram em mesmo ambiente e com a mesma dieta, por isso possuem maior semelhança na composição do dente em comparação aos dentes humanos, que provêm de diferentes doadores, idade, dieta e suplementação de flúor, por exemplo, (Wegehaupt et al., 2008). Como esse estudo avalia a permeabilidade dentinária é de extrema importância essas características supracitadas do dente bovino, para minimizar a grande variação do número e diâmetro dos túbulos dentinários existentes entre os dentes. Schilke et al. em (2000) comparou o número e diâmetro dos túbulos dentinários de dentes bovinos e humanos através da microscopia eletrônica de varredura, e verificaram que não há diferença

significante quanto o número de túbulos por mm^2 e o diâmetro dos túbulos da dentina de um molar humano equivale a dentina de um incisivo central bovino. Já Schmalz et al. em 2001 verificou que a variação da permeabilidade entre os dentes bovinos é metade da encontrada nos dentes humanos. Isso favorece a padronização quanto às condições de adesão e permeabilidade.

Os espécimes obtidos neste estudo foram realizados cortando e lixando os dentes até remover todo o esmalte e expor a dentina, padronizando discos com 1 mm de espessura. Na literatura encontramos dois modelos de preparo dos espécimes para medição da permeabilidade, em forma de disco de dentina ou segmento de coroa. Pashley (1990) afirmou que os discos de dentina são mais uniformes, de espessura semelhante, possuem acabamento adequado e superfície delimitada, os segmentos de coroa por sua vez possuem espessuras de dentina variáveis, já que a câmara pulpar possui cornos de diferentes alturas. Sabemos que a dentina mais profunda possui túbulos dentinários em maior quantidade e diâmetro, aumentando a permeabilidade e conseqüentemente a dor da hipersensibilidade (Garberoglio, Brannstrom, 1976). Em diversas pesquisas que avaliaram a permeabilidade, utilizaram espécimes com 1 mm de espessura (Greenhill e Pashley, 1981; Kolker et al., 2002; Pereira et al., 2005; Santiago et al. 2006), outros utilizaram espécimes com menor espessura de 0,7 a 0,8 mm (Sauro et al. 2007) e 0,5 mm (Turroni et al., 2012; Thanatvarakorn et al. 2013). Mas dentes com hipersensibilidade que apresentam uma cavidade expressiva onde ocorreu a exposição de uma dentina muito profunda é aconselhável realizar restauração, pois esses dentes estão sujeitos à fratura, a exposição pulpar e podem estar esteticamente prejudicados. (Baratieri et al. 2001; Ermis et al. 2012). Como nossos tratamentos não são restauradores optou-se pela espessura de 1 mm.

Para desobstrução dos túbulos dentinários, simulando o que ocorre em dentes sensíveis foi utilizado o EDTA a 0,5 M como nos

trabalhos de Pereira et al. (2005); Sauro et al., (2007); Carvalho et al., (2012); Gandolfi et al., (2012); Turrone et al., (2012). O EDTA foi escolhido, pois é um fraco agente quelante e com pH neutro. Essa solução preserva a matriz colágena e remove os componentes inorgânicos da smear layer desobstruindo os túbulos dentinários, sem ocorrer alterações morfológicas consideráveis que poderiam comprometer nossos resultados, principalmente no grupo em que utilizamos adesivo autocondicionante (Jacques & Heblin, 2005; Tay et al., 2006; Demiryürek et al., 2009). Para abertura dos túbulos dentinários em pesquisas relacionadas á permeabilidade também são usados o ácido fosfórico a 37% e o ácido cítrico a 6% (Kolker et al., 2002; Sharma et al., 2013).

A dor da hipersensibilidade abrange grande parte da população (Chabanski, Gillam, 1997), por essa razão torna-se de extrema importância achar um tratamento eficaz e duradouro para sanar esse problema. Existem basicamente três teorias que explicam a dor causada pela hipersensibilidade: 1 - a dentina contém terminações nervosas que respondem quando é estimulada, 2 - os odontoblastos servem como receptores e se ligam aos nervos da polpa; 3 - os fluidos dentinários se movimentam dentro dos túbulos dentinários quando estimulados, esse movimento é percebido pelas terminações nervosas, gerando a dor. A teoria mais aceita é a terceira, conhecida como teoria da hidrodinâmica, já que não há evidências de nervos na dentina externa, e os prolongamentos do odontoblastos não passam de um terço da espessura da dentina (Brannstrom, Astrom, 1972; Brannstrom, 1979; Ten Cate, 2001). Outra comprovação da teoria hidrodinamica é que quando ocorre o bloqueio dos túbulos dentinários há uma diminuição da movimentação do fluido e da sua permeabilidade, de acordo com Wichgers e Emert (1997) para reduzir a dor da hipersensibilidade é necessário obliterar os túbulos dentinários para redução na movimentação do fluido dentinário. Devido a isso para verificar a efetividade da obliteração dos túbulos pelos tratamentos realizados foi medido a permeabilidade da dentina, através

da condutância hidráulica que é determinada pela taxa de filtração ($\mu\text{L}/\text{min}$), como demais pesquisadores tem feito desde os anos 80 até os dias de hoje. (Greenhill, Pashley, 1981; Kolker et al. 2002; Gandolfi et al., 2012; Turrone et al., 2012; Thanatvarakorn et al. 2013)

Como base na teoria hidrodinâmica proposta por Brännstrom et al. (1967), um estímulo aplicado na dentina provoca o deslocamento de fluido dentro dos túbulos. O fluxo de fluido dentinário ocorre por capilaridade, impulsionado pela pressão hidrostática pulpar. Para esse estudo foi utilizada uma pressão de 10 psi (703 cm de água) a mesma preconizada pela maioria dos autores que mediram a condutância hidráulica (Kolker et al. 2002; Santiago et al 2006; Carvalho et al. 2012). Essa pressão difere da pressão fisiológica dental, que de acordo com a literatura varia de 15 a 40 cm de água, dependendo da metodologia empregada e das características dos espécimes (Schmalz et al., 2001; Özok et al., 2004; Sauro et al., 2007; Cardoso et al., 2008; Belli et al., 2010). Mas como o dispositivo utilizado para medição da condutividade hidráulica ocorre pela movimentação de uma microbolha em uma micropipeta por um líquido sob pressão, o uso de uma pressão elevada permite uma maior rapidez e facilidade de leitura, com a utilização de pressões menores, mais próximas às fisiológicas apresentariam dificuldades na leitura, devido à movimentação extremamente lenta da bolha se tornando impossível a percepção pelo olho humano. (Pashley et al., 1996; Zhang et al., 1998)

A composição do fluido dentinário in vitro difere do fluido dentinário in vivo. Na literatura, estudos relatam a semelhança do fluido dentinário com o plasma sanguíneo, constituído por 95% de água e 5% de proteínas. Devido a isso para simular o fluido dentinário autores utilizam o soro de vitelo fetal e Solução de Ringer, que é uma solução isotônica ao plasma sanguíneo (Goodis et al., 1997; Schaller et al., 1997; Perdigão, 2010). No presente estudo foi utilizado água deionizada, como

a maioria dos estudos que avaliaram a permeabilidade dentinário in vitro (Kolker et al., 2002; Santiago et al., 2006; Sauro et al., 2007; Cardoso et al., 2012; Gandolfi et al., 2012; Turrioni et al., 2012; Thanatvarakorn et al., 2013). A água deionizada possibilita uma movimentação dentro dos túbulos dentinários livre de interferências orgânicas, já as outras substâncias poderiam obstruir os túbulos dentinários impedindo a passagem do líquido, indicando uma baixa permeabilidade, mas não devido ao tratamento realizado, obtendo um resultado falso.

Neste estudo foram realizadas 4 medições de um mesmo espécime, para facilitar a interpretação dos dados, cada espécime serviu como seu próprio controle.

A primeira medição foi realizada com a presença de smear layer do lado oclusal, e nomeada como permeabilidade mínima, pois é comprovado que a presença de smear layer reduz significativamente a permeabilidade dentinária, correspondendo aos dentes não sensíveis (Pashley, 1984), portanto serviu como parâmetro de comparação em relação à permeabilidade alcançada após a aplicação dos tratamentos. Como existe uma grande variabilidade entre os túbulos dentinários e sua permeabilidade, para obtenção de grupos mais homogêneos após a leitura inicial, os espécimes foram colocados em ordem crescente de permeabilidade onde foram randomizados entre os grupos.

A segunda medição nomeada de permeabilidade máxima foi medida após a desobstrução dos túbulos dentinários com EDTA, para permitir o cálculo, pois a permeabilidade máxima representa 100%, e os outros valores obtidos são em referência a permeabilidade máxima. A terceira medição da permeabilidade foi realizada após os tratamentos a fim de se estabelecer o tratamento mais eficaz, que diminua a permeabilidade de modo a ficar igual ou menor que a permeabilidade

mínima. E a última medição foi realizada pra sabermos qual tratamento é o mais duradouro.

Os tratamentos realizados foram o Flúor, Adesivo e a desproteinização sozinhos e associados ao laser de Nd:YAG. A decisão de se associar os tratamentos ao laser é devido ao fato que o laser é capaz de formar uma camada de dentina derretida, desnaturando os componentes orgânicos pela geração de calor, fundindo e ressolidificando a superfície dentinária o que acaba obliterando os túbulos dentinários. (Liu et al., 1997). No entanto, as primeiras irradiações do laser foram realizadas antes da aplicação do sistema adesivo, o que resultaram em redução da resistência adesiva, pois os lasers ressolidificavam a dentina impedindo a penetração efetiva do sistema adesivo e a formação de tags resinosos (Dederich et al., 1984; Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 1999; Oda et al., 2001; Ghiggi et al., 2010). Essas observações levaram Gonçalves et al. em 1999 irradiar o laser após a superfície da dentina estar impregnada com o adesivo sem fotopolimerizar, o que resultou em um aumento da resistência adesiva e recristalização da dentina. Após Gonçalves et al., 1999 autores realizaram diversos estudos baseados em sua metodologia, os quais apresentaram resultados favoráveis quanto à resistência adesiva, vedamento marginal e espessura de camada híbrida (Matos et al., 2000; Franke et al., 2006; Arisu et al., 2011; Marimoto et al., 2012; Kuwana, 2008). Devido a isso neste estudo foi preconizado a utilização do laser de Nd:YAG irradiado após a aplicação dos tratamentos, tanto flúor quanto o adesivo.

Há controvérsia na literatura sobre os melhores parâmetros de energia a serem utilizados nos estudos com o laser Nd:YAG. Autores utilizam energia de 30mJ/ pulso até 100mJ/ pulso, também há uma grande variação no tempo e tamanho da fibra utilizada, de 200 a 400µm. (Lan et al., 2004; Magalhães et al., 2004; Hsu et al., 2006; Magalhães et al. 2008; Kara, Orbak, 2009; Yazici et al., 2009). Os

parâmetros utilizados neste estudo foram 60mJ/ pulso com fibra de 400 μ m . Este parâmetro de energia foi escolhido, pois Silva em 2013 avaliou a influência da aplicação do Nd:YAG *laser* na variação da temperatura pulpar, e obteve como resultados que quanto maior a energia de maior a variação de temperatura pulpar podendo ser prejudicial a polpa, e a energia de 60mJ/ pulso demonstrou ser mais segura para vitalidade pulpar, já que obteve um menor aumento na temperatura pulpar. Além do aumento da temperatura pulpar causar dano á polpa energias elevadas do laser podem levar a rachaduras e grânulos na dentina, tornando a mais porosa e permeável (Magalhães et al., 2004; Sulieman et al., 2006; He et al., 2009).

Neste estudo, padronizou-se um tempo de irradiação de 60s, em concordância com as diversas pesquisas presentes na literatura (Ribeiro, 2005; Ferreira et al., 2009; Da Silva, 2010; Marimoto et al., 2012; Silva, 2013). Um tempo de irradiação superior ao de 60s pode haver áreas com rachaduras, pois a superfície do espécime é de apenas 6mm, portanto o laser é irradiado diversas vezes em um mesmo local, e ainda segundo Goodis et al. (1997) com 2 min de irradiação ocorre um aumento da temperatura suficiente para causar danos pulpares.

Além dos fatores tempo e energia, a densidade da energia também pode comprometer a saúde dental. (Yu et al., 1993; Srimaneepong et al., 2002), a densidade de energia deste estudo 47,7 J/cm²; As densidades de energia do laser são dependentes do diâmetro da fibra óptica utilizada. Ou seja, o aumento do diâmetro da fibra diminui a densidade de energia aplicada (Cardoso, 2001).

Neste estudo, empregou-se a fibra óptica de 400 μ m, utilizada por Matos et al. (1999) e Lan et al. (2004). A maioria dos estudos não relata o diâmetro da fibra óptica utilizada. Kara e Orbak (2009) avaliaram a hipersensibilidade e utilizaram fibras de menor diâmetro. Com a utilização de uma fibra de maior diâmetro diminui a densidade de

energia, pode-se dizer que a utilização de uma fibra de 400 μm é mais segura para o elemento dentário ($DE = 47,77 \text{ J/cm}^2$)

Quanto aos tratamentos optou-se pelo Flúor, pois sua ação benéfica está associada a formação de precipitados de CaF_2 (fluoreto de cálcio), que podem ocluir os túbulos dentinários. Neste estudo foi utilizado foi o Duraphat (Colgate, Brasil). Apesar de não apresentar resultados diferentes do flúor fosfato acidulado em termos de bloqueio de erosão dental (Magalhães et al., 2008), a forma de verniz foi escolhida por acreditar-se que sua pigmentação mais intensa poderia potencializar os efeitos do laser.

Neste estudo, o verniz de flúor foi aplicado uma única vez para simular a situação clínica em que, normalmente, realiza-se uma única aplicação profissional. Alguns estudos que utilizaram o verniz de flúor duraphat removem o verniz após 6 h, já que esse verniz oferece uma proteção mecânica e pelo seu efeito químico. (Magalhães AC et al., 2008b; Magalhães AC et al., 2010; Souza et al., 2010). Porém no presente estudo não foi removido o verniz de flúor pelo operador, e foi analisada a permeabilidade do espécime 24 h após sua aplicação, e o verniz foi removido espontaneamente com o desafio erosivo, abrasivo, como ocorre naturalmente. Este verniz de flúor é muito utilizado clinicamente para sanar o problema da hipersensibilidade dentinária. Entretanto autores relatam que essa deposição não tem uma aderência efetiva, não resistindo às tensões do ambiente oral, degradando-se em um curto período de tempo. (Ten Cate, 1997; Hsu et al, 2006; Orchardson e Gillam, 2006; Ipci et al., 2009). Assim, acredita-se que o flúor possa ter o seu efeito melhorado em associação com Nd:YAG *laser*. Alguns trabalhos na literatura estudaram o efeito do laser associado à dessensibilizantes contendo flúor ou a fluoreto de sódio a 2% no tratamento da hipersensibilidade. Os resultados foram mais eficazes e duradouros para a associação do laser ao flúor (Hsu et al., 2006; Ipci et al., 2009).

O adesivo usado no presente estudo foi o Scotchbond Universal Adhesive lançado no mercado americano em novembro de 2011. A aplicação do sistema adesivo foi realizada segundo as recomendações do fabricante para a técnica autocondicionante, já que os espécimes tiveram a smear layer removida e seus túbulos dentinários expostos previamente com EDTA para medir a permeabilidade máxima. A infiltração do sistema adesivo entre as fibras colágenas da dentina é conhecida como camada híbrida, que quando realizada corretamente proporciona um selamento dos túbulos dentinários. (Eick et al., 1970; Nakabayashi et al., 1991; Nakabayashi et al., 1992; Van Meerbeek et al., 1992).

A camada híbrida deveria, ser uma barreira eficaz contra a penetração bacteriana e de fluidos. No entanto, alguns estudos relatam que em diversas situações ela pode se apresentar porosa e permeável (Pashley et al., 1991). Paduric e colaboradores (2001) observaram, perante um estudo clínico, o uso de adesivos como tratamento da hipersensibilidade e concluíram que a efetividade desse tratamento diminui com o tempo. Por isso, alternativas para melhorar a penetração adesiva e a longevidade foram desenvolvidas, como a utilização da energia laser e a desproteinização do colágeno.

Estudos mostraram que o condicionamento ácido remove os cristais de hidroxiapatita e deixa uma rede de colágeno que pode entrar em colapso e encolher por causa da perda do suporte inorgânico e desidratação (Meerbeek et al., 1992; Perinka et al., 1992). A superfície de colágeno sem apoio forma um emaranhado que dificulta a penetração dos monómeros adesivos. Para sanar este problema, pesquisadores sugeriram a remoção da matriz de colágeno com um agente proteolítico, como o hipoclorito de sódio que pode ter um efeito benéfico sobre a adesão. Com o uso do NaOCl são observados tags de resina maiores e a penetração adesiva nos ramos laterais, podendo melhorar o selamento dos túbulos e a vedação da dentina exposta, diminuindo a

hipersensibilidade (Prati et al.,1999; Toledano et al.,1999). A desproteção do colágeno é uma tentativa de se assemelhar a dentina do esmalte, que por sua vez possui uma adesão mais efetiva. Na literatura consultada não encontrou-se estudos relacionando a desproteção com a hipersensibilidade dentinária.

A desproteção foi realizada seguindo a técnica preconizada por Dayem em 2010, onde os espécimes foram lavados e secos, em seguida foi aplicado 10% de NaOCl por 1 min, lavado com água destilada e então foi aplicado o adesivo Scotchbond Universal e fotopolimerizado por 10 s. Dayem preconiza a utilização do ácido fosfórico para desmineralização da dentina para em seguida aplicar o hipoclorito, mas no presente estudo, foi utilizado o EDTA para abertura dos túbulos, e o adesivo foi utilizado foi autocondicionante. Acredita-se que a utilização do ácido fosfórico iria super desmineralizar a dentina, alterando sua morfologia e características. Alguns estudos presentes na literatura recriam uma smear layer após a medição da permeabilidade máxima, utilizando lixa ou brocas por um tempo pré-determinado (Sauro et al., 2007; Carvalho et al., 2012). Mas ao se lixar os espécimes novamente, eles terão a espessura reduzida, o que altera a permeabilidade dentinária, ocorrendo um aumento da permeabilidade nos espécimes de menos espessura, e a permeabilidade mínima e máxima não corresponderia a permeabilidade após tratamento, pois o ultimo teria uma espessura menor. O tipo de ácido empregado para desmineralizar a dentina são responsáveis pela sua modificação morfológica, o hipoclorito de sódio é capaz de remover quantidades diferentes de fibrilas de colágeno dependendo do tipo de condicionamento ácido. Com a dentina condicionada com EDTA o NaOCl não remove toda a estrutura orgânica, resultando colágeno residual (Gobbi et al., 2002).

Autores relatam que o tempo de 60s de aplicação do NaOCl é capaz de dissolver a fase orgânica, enquanto períodos menores somente desorganizam o colágeno, o período de 60s é capaz de realizar

grandes aberturas dos túbulos dentinários (Ciucchi et al., 1994;Wakabayashi et al.,1994).

6.2 Dos resultados

Teste clínico relacionado à hipersensibilidade encontram dificuldades para sua realização, pois há problemas na seleção de pacientes devido ao diagnóstico diferencial e a resposta ao efeito placebo. Portanto testes laboratoriais na medição da permeabilidade são de grande valia, já que a hiperestesia é considerada um fenômeno sensorial complexo, dependendo de fatores emocionais e fisiológicos. (Sena, 1990). Mas deve-se ter em mente que é necessário ter cautela no emprego clínico de um tratamento que teve bom resultado in vitro. (Gillam et al., 1997).

Os resultados obtidos para os espécimes, expressos em condutividade hidráulica foram colocados em equações específicas para serem transformados em porcentagem, para assim diminuir a variabilidade encontrada no elemento dentário como a dimensão e quantidade de túbulos dentinários. (Greenhill, Pashley, 1981; Santiago et al., 2006; Sauro et al., 2007; Carvalho et al., 2012; Gandolfi et al., 2012; Sharma et al., 2013)

A permeabilidade mínima foi utilizada como referência para analisarmos a eficácia dos tratamentos realizados, pois a smear layer presente naturalmente no dente correspondente à permeabilidade de dentes não sensíveis. Os resultados obtidos neste estudo mostraram que os tratamentos flúor, adesivo, adesivo associado ao laser, desproteínização e a associação do laser com a desproteínização não tiveram diferenças significativas entre a permeabilidade após tratamento e a mínima. Portanto a interpretação desses resultados indica que essas

técnicas são capazes de bloquear a movimentação do fluido dentinário dentro dos túbulos de maneira semelhante aos dentes não sensíveis imediatamente após sua aplicação. Com esse resultado também foi verificado que o grupo controle, que não recebeu nenhum tratamento, mas teve a sua permeabilidade medida após desobstrução dos túbulos dentinários e após o armazenamento em saliva artificial, obteve resultados estatisticamente diferentes da permeabilidade mínima, comprovando que os túbulos dentinários foram abertos para simular dentes hipersensíveis, e também foi possível perceber que os sais presentes na saliva artificial não foram capazes de reduzir a permeabilidade. Santiago et al., 2006, relata que a diminuição da permeabilidade dentinária deve ser analisada com cautela, pois essa diminuição pode ser ocasionada por restos orgânicos e inorgânicos, os sais da saliva entre outras partículas podem sob pressão se deslocar e ocluir os túbulos dentinários.

A permeabilidade após o tratamento do flúor com laser mostrou diferença com a permeabilidade mínima, o que difere dos resultados encontrados na literatura, onde o efeito da associação do flúor com laser obtiveram efeitos mais eficazes (Hsu et al., 2006; Ipci et al., 2009). Porém esses estudos tiveram metodologias diferentes, Ipci et al. (2009) realizou um teste clínico, o teste clínico para hipersensibilidade é considerado um teste subjetivo, onde através de uma escala o paciente relata qual o nível de sua dor, devido a subjetividade deste teste autores relatam que a utilização de laser diante dos pacientes os deixam mais otimistas e esperançosos resultando em maior satisfação com o tratamento e conseqüentemente obtendo-se resultados mais favoráveis em associação ao laser (Kara, Orbak, 2009). E provavelmente a película colorida do verniz de flúor impediu a modificação da dentina, contrariamente ao que acontece quando o adesivo, transparente, é interposto. O grupo flúor mais laser não obteve a permeabilidade após tratamento semelhante à permeabilidade mínima, mas depois do desafio

erosivo e abrasivo tiveram resultados mais baixos que o grupo flúor, portanto a associação do flúor com o laser resistiu mais ao desafio, sendo mais duradouro que o flúor sozinho. Porém ambos tratamentos tiveram a permeabilidade aumentada, isso ocorreu provavelmente porque o Duraphat forma uma película sob o dente quando aplicado, fornecendo uma barreira, proteção mecânica e química, porém essa película é facilmente dissolvida diante de uma dieta ácida e a pela escovação. (Magalhães et al., 2008b; Magalhães et al., 2010; Souza et al., 2010). Portanto na permeabilidade após o tratamento foi menor devido à proteção mecânica, que após o desafio erosivo e abrasivo a proteção mecânica foi removida, deixando a dentina mais permeável. . As imagens da MEV são capazes de ilustrar a presença de precipitados, obliterando os túbulos dentinarios parcialmente (Figura 20).

Quando comparamos os resultados dentro da condição após o tratamento percebemos que só houve diferença estatística entre o grupo flúor e o grupo adesivo com laser. Sendo que o grupo adesivo com laser teve a menor permeabilidade. Esse resultado comprova que a técnica desenvolvida por Gonçalves em 1999, além de melhorar a resistência adesiva também é eficaz na redução da permeabilidade dentinária. Pois essa técnica forma uma camada de dentina derretida impregnada de adesivo, formando uma barreira mecânica, autores relatam que a associação do laser com o adesivo é capaz de formar tags maiores e mais longos e uma camada híbrida mais uniforme, o que faz com que haja uma redução efetiva da permeabilidade dentinária. (Arisu et al., 2010).

A permeabilidade após o desafio erosivo e abrasivo foi realizada para verificar a durabilidade dos tratamentos, foi simulado um período equivalente há um ano, alternando ciclos erosivos e abrasivos. (Heath e Wilson, 1976; Shellis et al., 2011; Levy et al., 2013). Os resultados obtidos mostraram que os grupos em associação ao laser tiveram a permeabilidade menor que os grupos equivalentes sem

associação ao laser. Porém estatisticamente somente o grupo da desproteinização + laser obteve a mesma permeabilidade antes e após o desafio, sendo portando o tratamento mais duradouro. Isso pode ter ocorrido porque a dentina desproteinizada, sem as fibras colágenas favorece uma maior penetração dos adesivos, com isso os adesivos penetram mais profundamente entre os túbulos, e seguido da irradiação do laser, acaba derretendo a dentina inorgânica com adesivo, e possivelmente formou uma barreira mais dura e mais duradoura. (Prati et al., 1999; Toledano et al., 1999; Dayem et al., 2010).

Dentro da condição após o desafio houve diferenças estatísticas entre o grupo desproteinização mais laser com todos os demais grupos, onde todos outros grupos tiveram maior permeabilidade, foram menos duradouros. O grupo adesivo mais laser difere estatisticamente dos grupos controle, flúor, adesivo, e desproteinização, ou seja difere de todos os grupos sem associação ao laser, comprovando que a utilização ao laser aumenta a durabilidade dos tratamentos para redução da permeabilidade.

Outros estudos são necessários para verificar novas interações, como com agentes dessensibilizantes e fluoretos em forma gel associados ao laser.

7 CONCLUSÃO

Com base nos resultados, pode se concluir que tratamentos para redução da permeabilidade em associação ao laser são mais efetivos e duradouros. O adesivo associado ao laser é o tratamento mais eficaz imediato, e a desproteinização associada ao laser é o tratamento mais duradouro.

8 REFERÊNCIAS*

Addy M, Shellis RP. Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear. *Oral Sci.* 2006;20:17–31.

Addy M, Urquhart E. Dentine hypersensitivity: its prevalence, aetiology and clinical management. *Dent Update.* 1992;19:407-12.

Arisu HD, Dalkihç E, Üçtaşı MB. Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive to dentin. *Oper Dent.* 2011;36(2):153-61.

Belli R, Sartori N, Peruchi LD, Guimarães JC, Araújo E, Monteiro S Jr. Slow progression of dentin bond degradation during one-year water storage under simulated pulpal pressure. *J Dent.* 2010;38(10):802-10.

Brännström M, Linden LA, Astrom A. The hydrodynamics of the dentinal tubule and of pulp fluid. *Caries Res.* 1967;1(4):310-7.

Brännström M, Astrom A. The hydrodynamics of dentin: its possible relationship to dentinal pain. *Int Dent J.* 1972;22:219-27.

Brännström M. The transmission and control of dentinal pain. In: Grossman LI, (ed.) *Mechanism and control of pain.* New York: Masson Publishing; 1979.

Brannstrom M; Nordenvall K J; Glantz Po; The effect of EDTA containing surfasse- active solutions on the morphology of prepared dentin:na in vivo study. *J dent res;* 1980;59(7): 1127-31.

Baratieri L N. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades.* Rio de Janeiro: Santos; 2001.

Baumgartner JC, Brown CM, Mader CL, Peters DD, Schulman JD. A scanning electron microscopic evaluation of root canal debridement using saline, sodium hypochlorite, and citric acid. *J Endod.*1984;10(11):525-32.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago;

Cardoso RJA, Gonçalves EAN. Dentística: laser. São Paulo: Artes Médicas; 2001.

Cardoso MV, Moretto SG, Carvalho RCR, Russo EMA. Influence of intrapulpal pressure simulation on the bond strength of adhesive systems to dentin. *Braz Oral Res.* 2008;22(2):170-5.

Carvalho AS, Camargo CH, Valera MC, Camargo SE, Mancini MN. Smear layer removal by auxiliary chemical substances in biomechanical preparation: a scanning electron microscope study. *J Endod.* 2008; 34(11):1396-400.

Carvalho AO, Oliveira MT, Nikaido T, Tagami J, Giannini M. Effect of adhesive system and application strategy on reduction of dentin permeability. *Braz Oral Res.* 2012;26(5):397-403.

Chabanski MB, Gillam DG. Aetiology, prevalence and clinical features of cervical dentine sensitivity. *J Oral Rehab.* 1997;24:15-9.

Da Silva PRP. Estudo das propriedades mecânicas da interface adesiva criada por sistemas adesivos convencional e autocondicionante, associados ou não ao laser Nd:YAG, utilizando a técnica da nanoindentação [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2010.

Dayem RN. Assessment of the penetration depth of dental adhesives through deproteinized acid-etched dentin using neodymium:yttrium–aluminum–garnet laser and sodium hypochlorite. *Lasers Med Sci.* 2010;25:17-24.

Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J. Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod.* 1984;10:428-31.

Demiryürek EO, Kulunk S, Sarac D, Yuksel G, Bulucu B. Effect of different surface treatments on the push-out bond strength of fiber post to root canal dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009; 108:74–80

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE. Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of the electron microprobe. *J Dent Res.* 1970;49(6):1359-68.

Ermis RB, Van Landuyt KL, Cardoso MV, De Munck J, Van Meerbeek B, Peumans M. Clinical effectiveness of a one-step self-etch adhesive in non-

carious cervical lesions at 2 years. *Clin Oral Investig.* 2012 Jun;16(3):889-97.

Farmakis ET, Kozyrakis K, Khabbaz MG, Schoop U, Beer F, Moritz A. In vitro evaluation of dentin tubule occlusion by Densshield and Neodymium-doped yttrium-aluminum-garnet laser irradiation. *J Endod.* 2012;38(5):662-6.

Ferreira LS, Ferreira LS, Francci C, Navarro RS, Calheiros FC, Eduardo CP. Effects of Nd:YAG laser irradiation on the hybrid layer of different adhesive systems. *J Adhes Dent.* 2009;11(2):117-25.

Franke M, Taylor AW, Lago A, Fredel MC. Influence of Nd:YAG laser irradiation on an adhesive restorative procedure. *Oper Dent.* 2006;31(5):604-9.

Gandolfi MG, Iacono F, Pirani C, Prati C. The use of calcium-silicate cements to reduce dentine permeability. *Arch Oral Biol.* 2012; 57(8):1054-61.

Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355-62.

Ghiggi PC, Agnol RJCD, Burnett LH Jr, Borges GA, Spohr AM. Effect of the Nd:YAG and the Er:YAG laser on the adhesive-dentin interface: a scanning electron microscopy study. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(2):195-200.

Goodis HE, White JM, Marshall GW Jr, Yee K, Fuller N, Gee L, et al. Effects of Nd: and Ho: YTTTRIUM-ALUMINIUM-GARNET lasers on human dentine fluid flow and dental pulp-chamber temperature in vitro. *Arch Oral Biol.* 1997;42(12):845-54.

Gohring TN, Zehnder M, Sener B, Schmidlin PR. In vitro microleakage of adhesive-sealed dentin with lactic acid and saliva exposure: a radioisotope analysis. *J Dent.* 2004;32(3):235-40.

Gonçalves SEP, Araújo MAM, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(2):77-85.

Greenhill JD, Pashley DH. The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res.* 1981;60(3):686-98.

Hara AT, Queiroz CS, Paes Leme AF, Serrab MC, Curya JA. Caries Progression and Inhibition in human and bovine root dentine in situ. *Caries Res.* 2003;37:339-44.

He H, Yu J, Song Y, Lu S, Liu H, Liu L. Thermal and morphological effects of the pulsed Nd:YAG laser on root canal surfaces. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(2):235-40.

Heath JR, Wilson HJ. Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil.* 1976;3(2):121-138.

Hsu PJ, Chen JH, Chuang FH, Roan RT. The combined occluding effects of fluoride-containing dentin desensitizer and Nd-Yag laser irradiation on human dentinal tubules: an in vitro study. *Koahsiung. J Med Sci.* 2006;22:24-29.

Ipci SD, Cakar G, Kuru B, Yilmaz S. Clinical evaluation of lasers and sodium fluoride gel in the treatment of dentine hypersensitivity. *Photomed Laser Surg.* 2009;27(1):85-91.

Jacques P, Hebling J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dent Mater.* 2005; 21:103-9.

Johnson G, Brannstrom M. The sensitivity of dentin. Changes in relation to conditions of exposed tubule apertures. *Ada Odontologica Scandinavica.* 1974;32:29-38

Kara C, Orbak R. Comparative evaluation of Nd:YAG laser and fluoride varnish for the treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod.* 2009;35(7):971-4.

Kolker JL, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV. Effect of desensitizing agents on dentin permeability and dentin tubule occlusion. *J Adhes Dent.* 2002;4(3):211-21.

Lan WH, Lee BS, Liu HC, Lin CP. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod.* 2004;30(3):131-4.

Liu HC, Lin CP, Lan WH. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod.* 1997;23(11):691-3.

Magalhães AC, Rios D, Machado MAAM, Silva SMB, Lizarelli RFZ, Bagnato VS, et al. Effect of Nd:YAG irradiation and fluoride application on dentine resistance to erosion in vitro. *Photomed Laser Surg.* 2008;26(6):559-63.

Magalhães MF, Matson E, Rossi W, Alves JB. A morphological in vitro study of the effects of Nd:YAG laser on irradiated cervical dentin. *Photomed Laser Surg.* 2004;22(6):527-32.

Marimoto AK, Cunha LA, Yui KCK, Huhtala MFRL, Barcellos DC, Prakki A, et al. Influence of Nd:YAG laser on the bond strength of self-etching and conventional adhesive systems to dental hard tissues. *Oper Dent.* 2012;38(4):447-55.

Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J dent.* 1997;25(6):441-58.

Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto Jr M, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):165-9.

Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on tensile bond strength of self-etching adhesive systems. *J Clin Laser Med Surg.* 2000;18(5):253-7.

Moron BM, Miyazaki SS, Ito N, Wiegand A, Vilhena F, Buzalaf MA, et al. Impacto de diferentes concentrações de flúor e pH de dentifrícios em dente de erosão /abrasão in vitro. *Aust J Dent* 2013;58(1):106-11.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent.* 1991;3(4):133-8.

Nakabayashi N, Ashizawa M, Nakamura M. Identification of a resin-dentin hybrid layer in vital human dentin created in vivo: durable bonding to vital dentin. *Quintessence Int.* 1992;23(2):135-41.

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res.* 1983;62:1076-81.

Oda M, Oliveira DC, Liberti EA. Morphologic evaluation of the bonding between adhesive/composite resin and dentin irradiated with Er:YAG and Nd:YAG lasers: comparative study using scanning microscopy. *Pesq Odontol Bras.* 2001;15(4):283-9.

Orchardson R, Gillam DG. Managing dentin hypersensitivity. *J Am Dent Assoc.* 2006;137:990-8.

Özok AR, Wu MK, De Gee AJ, Wesselink PR. Effect of dentin perfusion on the sealing ability and microtensile bond strengths of a total-etch versus an all-in-one adhesive. *Dent Mater.* 2004;20(5):479-86.

Pashley DH. Dentin bonding: overview of the substrate with respect to adhesive material. *J Esthet Dent*. 1991;3(2):46-50.

Pashley DH, Matthews WG, Zhang Y, Johnson M. Fluid shifts across human dentine in vitro in response to hydrodynamic stimuli. *Arch Oral Biol*. 1996;41(11):1065-72.

Panduricâ V, Knezicicâ A, Tarle Z, Si utalo J. The efficiency of dentine adhesives in treating non-carious cervical lesions. *J Oral Rehabilitation*. 2001;28:1168-74.

Pashley DH. Smear layer: physiological considerations. *Oper Dent Suppl*. 1984;3:13-29.

Pashley dH. Dentin permeability: theory and practice. In: Spangberg, LSW. (ed) *experimental endodontics*. Flórida: CRC press, 1990:19-49.

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010;26(2):e24-37

Pereira JC, Segalaa AD, Gillamb DG. Effect of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin subjected to different surface pre-treatments-an in vitro study. *Dental Materials*. 2005;21:129-138.

Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs.bond strength of dentin adhesives. *Dent Mater*. 1992;8:229-33.

Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater*. 1999;15(5):323-31.

Ribeiro CF. Avaliação da resistência adesiva à dentina tratada com os lasers Er:YAG e Nd:YAG [dissertação]. São José dos Campos (SP): Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2005.

Rimondini L, Baroni C, Carrassi A. Ultrastructure of hypersensitive and non-sensitive dentine. A study on replica models. *J Clin Periodontol*. 1995; 22(12):899-902

Ritter AV, Dias WL, Miguez P, Caplan DJ, Swift EJ. Treating cervical dentin hypersensitivity with fluoride varnish: a randomized clinical study. *J Am Dent Assoc*. 2006;137:1013-20.

Santiago SL, Pereira JC, Martineli AC. Effect of commercially available and experimental potassium oxalate-based dentin desensitizing agents in dentin permeability: influence of time and filtration system. *Braz Dent J.* 2006;17(4):300-5.

Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2007;23(6):705-13.

Schaller HG, Weihing T, Strub JR. Permeability of dentine after Nd:YAG laser treatment: an in vitro study. *J Oral Rehabil.* 1997;24(4):274-81.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. Arch Oral Biol. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. 2000;45(5):355-61.

Schmalz G, Hiller KA, Nunez LJ, Stoll J, Weis K. Permeability characteristics of bovine and human dentin under different pretreatment conditions. *J Endod.* 2001 Jan;27(1):23-30.

Sharmaa D, Honga CX, Heippa PS. A novel potassium oxalate-containing tooth-desensitising mouthrinse: A comparative in vitro study. *J dent.* 2013; 41(4):18-27.

Shellis RP, Ganss C, Ren Y, Zero DT, Lussi A. Methodology and models in erosion research: discussion and conclusions. *Caries Res.* 2011;45:69–77

Silva TM. Influência da aplicação do nd:yag laser sobre sistema adesivo na variação da temperatura pulpar [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2013.

Srimaneepong V, Palamara JEA, Wilson PR. Pulpal space pressure and temperature changes from Nd:YAG laser irradiation of dentin. *J Dent.* 2002;30(7-8):291-6.

Sulieman M, Rees JS, Addy M. Surface and pulp chamber temperature rises during tooth bleaching using a diode laser: a study in vitro. *Br Dent.* 2006 Jun;200(11):631-4.

Tay FR, Pashley DH, Loushine RJ, Doyle MD, Gillespie WT, Weller RN et al. Ultrastructure of smear layer-covered intraradicular dentin after irrigation with BioPure MTAD. *J Endod.* 2006;32:218–21

Ten Cate JM. Review on fluoride, with special emphasis on calcium fluoride mechanisms in caries prevention. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:461-5.

Ten Cate R. *Histologia bucal. Desenvolvimento, estrutura e função.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.; 2001.

Thanatvarakorn O, Nakashima S, Sadr A, Prasansuttiporn T, Ikeda M, Tagami J. In vitro evaluation of dentinal hydraulic conductance and tubule sealing by a novel calcium-phosphate desensitizer. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2013;101(2):303-9.

Toledano M, Osorio R, Perdigao J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of acid-etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J Biomed Mater Res.* 1999;47:198-203.

Turrioni AP, de Oliveira CF, Basso FG, Moriyama LT, Kurachi C, Hebling J, et al. Correlation between light transmission and permeability of human dentin. *Lasers Med Sci.* 2012;27(1):191-6.

Turssi CP, Hara AT, de Magalhaes CS, Serra MC, Rodrigues AL, Jr. Influence of storage regime prior to abrasion on surface topography of restorative materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2003;65(2):227-232.

Umana M, Heysselaer D, Tielemans M, Compere P, Zeinoun T, Nammour S. Dentinal tubules sealing by means of diode lasers (810 and 980 nm): a preliminary in vitro study. *Photomed Laser Surg.* 2013;31(7):307-14.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res.* 1992;71(8):1530-40.

Walters PA. Dentineal hypersensitivity: a review. *J Contemp Dent Pract.* 2005;6(2):107-17.

Wegehaupt F, Gries D, Wiegand A, Attin T. Is bovine dentine an appropriate substitute for human dentine in erosion/abrasion tests? *J Oral Rehabil.* 2008 May;35(5):390-4.

Wichgers TG, Emert RL. Dentin hypersensitivity. *Oral health.* 1997;87(3):51-9.

Yamashita, JC, Tanomaru Filho M, Leonardo MR, Rossi MA, Silva LAB. Scanning electron microscopic study of the cleaning ability of chlorhexidine as a root canal irrigant. *Int. Endod. J.* 2003;36:391-4

Yazici E, Gurgan S, Gutknecht N, Imazato S. Effects of erbium: yttrium-aluminum-garnet and neodymium: yttrium-aluminum-garnet laser hypersensitivity treatment parameters on the bond strength of self-etch adhesives. *Lasers Med Sci.* 2010;25(4):511-6.

Yu D, Powell L, Higuchi WI, Fox JL. Comparison of three lasers on dental pulp chamber temperature change. *J Clin Laser Med Surg.* 1993;11(3):119-22.

Zhang Y, Agee K, Pashley DH, Pashley EL. The effects of Pain-Free Desensitizer on dentine permeability and tubule occlusion over time, in vitro. *J Clin Periodontol.* 1998;25(11):884-91.

ANEXO A - Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS CAMPOS**

Av. Eng. Francisco José Longo, 777 – Jd. São Dimas
CEP 12201-970 – F. (12) 3947-9028 / 9086
Fax (12) 3947-9010 / guedes@fosjc.unesp.br / tango@fosjc.unesp.br

**CEUA - Comissão de Ética no
Uso de Animais**

São José dos Campos, 23 de outubro de 2013

Ofício nº 09/2013/CEP/a

Prezada Senhora

Esclarecemos que não há necessidade do projeto intitulado **“Efeito longitudinal de tratamentos de superfície modificada por ND:YAG Laser na permeabilidade dentinária”** de sua responsabilidade ser analisado por este Comitê, porque a pesquisa em tela não envolve a utilização de vertebrados e sim o uso de dentes bovinos como substrato comercialmente disponível, de acordo com a Lei nº 11.794 de 08/10/2008 – Lei “Arouca”.

Atenciosamente,

Profa. Adjunta **CRISTIANE YUMI KOGA ITO**
Vice-Coordenadora em exercício

STELLA RENATA MACHADO SILVA ESTEVES
Aluna de Pós-Graduação
Depart. de Odontologia Restauradora
Do Instituto de Ciência e Tecnologia – Campus de
São José dos Campos - UNESP