



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

**DANILO DE SOUZA ANDRADE**

**CORRELAÇÃO DA PERMEABILIDADE COM A RESISTÊNCIA  
DE UNIÃO NA DENTINA HUMANA DESPROTEINIZADA  
UTILIZANDO TRATAMENTOS DE LASER E FOSFATO DE  
CÁLCIO**

2018

**DANILO DE SOUZA ANDRADE**

**CORRELAÇÃO DA PERMEABILIDADE COM A RESISTÊNCIA  
DE UNIÃO NA DENTINA HUMANA DESPROTEINIZADA  
UTILIZANDO TRATAMENTOS DE LASER E FOSFATO DE  
CÁLCIO**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área de Dentística. Linha de pesquisa: Avaliação clínica e laboratorial de alterações da estrutura dental, de materiais e de técnicas de prevenção e tratamento em dentística.

Orientador: Prof. Adj. César Rogério Pucci

Coorientadora: Prof. Dra. Fernanda Alves Feitosa

São José dos Campos  
2018

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2019]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Andrade, Danilo de Souza

Correlação da permeabilidade com a resistência de união na dentina humana desproteïnizada utilizando tratamentos de laser e fosfato de cálcio / Danilo de Souza Andrade. - São José dos Campos : [s.n.], 2018.  
102 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2018.

Orientador: César Rogério Pucci

Coorientadora: Fernanda Alves Feitosa

1. Permeabilidade da Dentina. 2. Fosfato de Cálcio. 3. Laser de Nd:YAG. 4. Hipoclorito de Sódio. 5. Resistência de União. I. Pucci, César Rogério , orient. II. Feitosa, Fernanda Alves, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. César Rogério Pucci** (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Tit. Roberto Ruggiero Braga**

Universidade de São Paulo (USP)

Faculdade de Odontologia

Campus de São Paulo

**Prof<sup>a</sup>. Dr. Taciana Marco Ferraz Caneppele**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 14 de dezembro de 2018.

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família, em especial aos meus pais Pedro Celso de Andrade e Regina Célia de Andrade e a minha avó Teresinha Ferreira de Souza.

Vocês são meu alicerce, tudo o que sou hoje devo a vocês.

Meu sincero obrigado.

Amo vocês.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus por ter me dado forças durante o período do meu mestrado, sem Ele eu não teria chegado até aqui, É Ele a minha força e fortaleza.

Gostaria de não só agradecer mas homenagear a minha avó Terezinha Ferreira de Souza, dedicando a ela todo o meu trabalho. Mesmo não tendo acesso aos estudos, com toda a sua simplicidade foi a minha maior professora, me ensinou lições de amor, e me formou para escola da vida. Mais do que a teoria que é dada em sala de aula, com ela eu aprendi seguindo seus exemplos. O que eu sou hoje, devo a ela, e por isso Vó, meu muito obrigado! Para senhora, todo o meu amor.

Aos meus avós José de Souza (in memoria) e Tereza Andrade (in memoria), a certeza de que do Céu, onde vocês estão, intercederam a Deus por mim. Minhas orações são constantes.

Aos meus pais Regina Célia de Souza Andrade e Pedro Celso Andrade, como sagrado, grandes casas são construídas em rochas, e vocês são a minha rocha e o meu alicerce. Espero tê-los honrado e respeitado. Para vocês a minha gratidão.

Aos meus tios João Carlos de Souza, Elisa Maria de Souza e Silvana Ap. de Souza, muito mais do que tios, vocês foram meus parceiros, sempre tiveram comigo as responsabilidades e os cuidados de pais. Vocês foram os meus primeiros amigos, e serão sempre os meus eternos companheiros.

Ao meu professor orientador César Rogério Pucci, obrigado por desde a graduação ter me acompanhado e ter ajudado o meu desenvolvimento como profissional. Por ter sempre me aberto caminhos, e neles ter me ensinado a caminhar.

A minha coorientadora Fernanda Alves Feitosa, obrigado por ter me auxiliado e ter contribuído tanto na realização desse trabalho. Por ter se preocupado para que tudo desse certo.

Durante a graduação temos alguns professores que nos marcam de alguma forma, e aos meus, gostaria de deixar o meu agradecimento: professores Taciana Caneppele, Eduardo Bresciani e João Maurício, vocês são mais do que mestres e tudo que me ensinaram vai além da sala de aula, foram pessoas que me

inspiraram com conselhos, atitudes e exemplos, para que antes de um bom dentista eu fosse um bom ser humano na minha profissão.

A minha amiga Fernanda Tessarin, que durante esse período de mestrado foi o meu apoio em todo e qualquer momento, e me deu suporte nas horas em que eu mais precisei.

Aos meus amigos de pós-graduação, obrigada pelo bom convívio que tivemos durante esse período.

A Thailaine Maria Santoro da Silva, obrigado por todo companheirismo, por ter me ajudado e me aconselhado em todos os momentos, bons ou ruins. Essa vitória também é sua.

Aos meus amigos da vida, Thiago, Homero, Bruno, Rafael e Daniel, eu sempre guardo e levo vocês comigo.

A UNESP por ter sido minha segunda casa, tenho muito orgulho de ter me formado aqui.

A pós-graduação por ter me dado suporte necessário para a realização do curso. E por último, CAPES, por ter me concedido a bolsa de estudos.

**“O coração humano projeta o caminho, mas é o Senhor quem  
dirige os passos”**

**Provérbios 16:9**

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS .....</b>	<b>9</b>
<b>LISTA DE ABREVIATURAS .....</b>	<b>11</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>12</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>13</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>14</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>17</b>
<b>2.1 Permeabilidade.....</b>	<b>17</b>
<b>2.2 Fosfato .....</b>	<b>23</b>
<b>2.3 Desproteínização .....</b>	<b>29</b>
<b>2.4 Laser.....</b>	<b>36</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>	<b>46</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>47</b>
<b>4.1 Materiais.....</b>	<b>47</b>
<b>4.2 Métodos .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1 Delineamento experimental .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1.1 Variáveis respostas para análise estatística.....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1.2 Unidades experimentais .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1.3 Fatores em estudo para a permeabilidade e microtração a 6 tratamentos da dentina .....</b>	<b>48</b>
<b>4.2.1.4 Variável resposta .....</b>	<b>49</b>
<b>4.2.1.5 Cálculo amostral .....</b>	<b>49</b>
<b>4.2.2 Confeção dos corpos de prova .....</b>	<b>49</b>
<b>4.2.3 Mensuração das permeabilidades .....</b>	<b>53</b>
<b>4.2.3.1 Mensuração da permeabilidade inicial .....</b>	<b>53</b>
<b>4.2.3.2 Mensuração da permeabilidade máxima .....</b>	<b>56</b>
<b>4.2.3.3 Mensuração da permeabilidade após cada tratamento .....</b>	<b>57</b>
<b>4.2.4 Desproteínização da dentina.....</b>	<b>58</b>

4.2.5 Divisão dos grupos experimentais segundos os tratamentos .....	58
4.2.6 Características do laser e técnica de irradiação .....	61
4.2.7 Cálculo da densidade de energia .....	62
4.2.8 Técnica restauradora .....	64
4.2.9 Ciclagem termomecânica.....	65
4.2.10 Preparo das amostras para teste de microtração.....	66
4.2.11 Teste de resistência a microtração .....	66
4.2.12 Análise das fraturas .....	67
4.2.13 Análises ilustrativas de microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	68
5 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS .....	69
6 RISCOS E BENEFÍCIOS DO PROJETO .....	70
7 RESULTADOS .....	71
7.1 Análise estatística para permeabilidade dentinária .....	71
7.2 Análise estatística para o teste resistência de união .....	73
7.3 Correlação para o teste de permeabilidade e resistência de união .....	77
7.4 Microscopia eletrônica de varredura .....	77
8 DISCUSSÃO .....	81
8.1 Da metodologia .....	82
8.2 Dos resultados .....	86
9 CONCLUSÃO .....	90
REFERÊNCIAS .....	91
ANEXO .....	100

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Preparação do dente para confecção dos espécimes.....	50
Figura 2 – Remoção do esmalte da superfície oclusal.....	50
Figura 3 – Máquina recortadora de amostras circulares.....	51
Figura 4 – Matriz metálica com espessura do disco de dentina padronizado.....	52
Figura 5 – Estéreo microscópio.....	52
Figura 6 – Remoção da <i>smear layer</i> do lado pulpar.....	53
Figura 7 – Mensuração da permeabilidade dentinária.....	54
Figura 8 – Imersão do espécime em ácido cítrico 0,3% para abertura dos túbulos dentinários.....	57
Figura 9 – Desproteinização da superfície.....	58
Figura 10 – Delineamento experimental.....	60
Figura 11 – Tratamentos de superfície.....	61
Figura 12 – Aplicação do laser de Nd:YAG sobre a superfície oclusal.....	62
Figura 13 – Parâmetros adotados na aplicação.....	63

Figura 14 – Confeção das restaurações.....	64
Figura 15 – Preparo e ciclagem em máquina de envelhecimento termomecânico.....	65
Figura 16 – Preparo para o teste de resistência de união.....	66
Figura 17 – Teste de resistência de união.....	67
Figura 18 – Gráfico das permeabilidades iniciais e após tratamentos.....	73
Figura 19 – Gráfico da resistência de união de cada grupo e desvio padrão	76
Figura 20 – Gráfico da porcentagem dos tipos de fratura por grupo.....	76
Figura 21 – Gráfico de correlação permeabilidade x resistência de união..	77
Figura 22 – Imagens ilustrativas de MEV grupo Adesivo.....	78
Figura 23 – Imagens ilustrativas de MEV grupo LA.....	78
Figura 24 – Imagens ilustrativas de MEV grupo AL.....	79
Figura 25 – Imagens ilustrativas de MEV grupo FA.....	79
Figura 26 – Imagens ilustrativas de MEV grupo FLA.....	80
Figura 27 – Imagens ilustrativas de MEV grupo FAL.....	80

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Adesivo
AL	Adesivo associado ao laser
ANOVA	Análise de variância Comprimento
CO	Constante de proporcionalidade
CP	Constante de proporcionalidade
CPP-ACP	Fosfato de caseína-fosfato de cálcio amorfo
DC	Diâmetro do calibre interno
DE	Densidade de energia
DL	Deslocamento linear
EDTA	Ácido etileno diamina tetra cético
Er:YAG	Érbio: ítrio-alumínio-granada
FKR	Tampão fosfato Krebs Ringer
LA	Laser associado ao adesivo
Lp	Condutância hidráulica
Lpmax	Condutância hidráulica máxima
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MPa	Megapascal
NaOCl	Hipoclorito de sódio
Nd: YAG	Neodímio: ítrio-alumínio-granada
Nd: YLF	Neodímio: ítrio-lítio-flúor
P	Pressão hidrostática
PMin	Permeabilidade mínima
PVC	Poli cloreto de vinil
Q	Taxa de filtração
VI	Volume interno de todo capilar

Andrade DS. Correlação da permeabilidade com a resistência de união na dentina humana desproteïnizada utilizando tratamentos de laser e fosfato de cálcio [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2018.

## RESUMO

As restaurações a base de materiais resinosos tiveram um grande desenvolvimento, entretanto a durabilidade da interface adesiva ao substrato dental ainda é comprometida pela permeabilidade dentinária e pela degradação da camada híbrida. O objetivo desse estudo foi avaliar, *in vitro*, tratamentos que reduzem a permeabilidade dentinária, como aplicação de produto dessensibilizante à base de fosfato de cálcio e processo assistido a laser, e correlacionar essa redução de permeabilidade com a resistência de união a dentina. Sessenta discos de dentina de molares humanos com 6 mm de diâmetro e 1,5 mm de altura foram utilizados. Foi realizado desproteïnização na superfície dentinária oclusal de todas as amostras. As amostras foram divididas em seis grupos (n=10) conforme os tratamentos sendo: A – Adesivo (Single Bond Universal – 3M ESPE); LA – Laser de Nd:YAG + Adesivo; AL - Adesivo + Laser Nd:YAG; FA – Fosfato de Cálcio + Adesivo; FLA – Fosfato de Cálcio + Laser Nd:YAG + Adesivo e FAL – Fosfato de Cálcio + Adesivo + Laser Nd:YAG. O percentual das permeabilidades inicial e final (após tratamento) foi calculado a partir da permeabilidade máxima. Os grupos foram comparados em cada momento da avaliação da permeabilidade (inicial e final). Para o teste de resistência de união (RU) as amostras foram restauradas com resina composta (Z350 – 3M ESPE) e submetidas ao envelhecimento termomecânico (5.000 ciclos térmicos e 120.000 mecânicos), posteriormente foram confeccionados palitos para o teste de microtração. Os resultados para a permeabilidade dentinária e desvio padrão foram (médias percentuais %): iniciais A: 63,18 ( $\pm 15,82$ ); FA: 72,87 ( $\pm 17,48$ ); LA: 78,42 ( $\pm 15,92$ ); FLA: 72,64 ( $\pm 24,28$ ); AL: 74,96 ( $\pm 16,86$ ); FAL: 71,60 ( $\pm 15,33$ ) e as médias percentuais após os tratamentos: A: 29,99 ( $\pm 16,38$ ); FA: 34,42 ( $\pm 18,60$ ); LA: 35,13 ( $\pm 20,61$ ); FLA: 26,70 ( $\pm 11,44$ ); AL: 20,20 ( $\pm 6,32$ ) e FAL: 23,85 ( $\pm 12,30$ ). Os resultados e o desvio padrão para o teste de RU (em Mpa) foram: A 35,28 ( $\pm 4,18$ ); FA 32,17 ( $\pm 3,10$ ); LA 39,19 ( $\pm 4,58$ ); FLA 36,06 ( $\pm 2,75$ ); AL 34,34 ( $\pm 3,63$ ) e FAL 35,14 ( $\pm 2,40$ ). Os dados foram submetidos ao teste de ANOVA, para a permeabilidade, observou-se uma redução estatisticamente significativa para todos os tratamentos ( $p=0$ ), no entanto não foram observadas diferenças na redução da permeabilidade entre os tratamentos ( $p=0,318125$ ), para a RU a presença de fosfato não demonstrou diferença estatisticamente significativa ( $p>0,05$ ), no entanto para o fator tratamento houve diferença entre os grupos ( $p<0,05$ ), o teste de Tukey 5% mostrou que os grupos LA e FLA apresentaram valores superiores estatisticamente os demais. No teste de correlação de Pearson foi constatado que a correlação entre RU e permeabilidade foi insignificante ( $r= - 0,0581$ ). O presente estudo concluiu que todos os tratamentos foram efetivos para a redução da permeabilidade. A resistência de união foi afetada pelos tratamentos. A correlação entre RU e permeabilidade foi desprezível.

Palavras-chaves: Permeabilidade da Dentina. Fosfato de Cálcio. Laser de Nd:YAG. Hipoclorito de Sódio. Resistência de União.

Andrade DS. Correlation of permeability with bond strenght in deproteinized human dentin using laser and calcium phosphate treatments [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2018.

## ABSTRACT

The restorations based on aesthetic materials had a great development, however the durability of the adhesive interface to the dental substrate is still compromised by the dentin permeability and the degradation of the hybrid layer. The aim of this study was to evaluate, *in vitro*, treatments that reduce dentin permeability, such as the application of desensitizing product based on calcium phosphate and laser assisted process, and to correlate this reduction of permeability with bond strength to dentin. Sixty discs of dentin from human molars 6 mm in diameter and 1.5 mm in height were used. Deproteinization was performed on the occlusal dentin surface of all samples. The samples were divided into six groups ( $n = 10$ ) according to the treatments: A – Adhesive (Single Bond Universal – 3M ESPE); LA - Nd: YAG Laser + Adhesive; AL - Adhesive + Laser Nd: YAG; FA - Calcium Phosphate + Adhesive; FLA - Calcium Phosphate + Nd: YAG Laser + Adhesive and FAL - Calcium Phosphate + Adhesive + Nd: YAG Laser. The percentage of the initial and final permeabilities (after treatment) was calculated from the maximum permeability. The groups were compared to each other at each moment of the permeability assessment (initial and final). For the bond strength test the samples were restored with composite resin (Z350 - 3M ESPE) and subjected to thermomechanical aging (5,000 thermal cycles and 120,000 mechanical), later sticks were made for the microtensile test. The results for dentin permeability were: (means % and sd): initial A: 63.18 ( $\pm 15.82$ ); FA: 72.87 ( $\pm 17.48$ ); LA: 78.42 ( $\pm 15.92$ ); FLA: 72.64 ( $\pm 24.28$ ); AL: 74.96 ( $\pm 16.86$ ); FAL: 71.60 ( $\pm 15.33$ ) and the mean percentages after treatments: A: 29.99 ( $\pm 16.38$ ); FA: 34.42 ( $\pm 18.60$ ); LA: 35.13 ( $\pm 20.61$ ); FLA: 26.70 ( $\pm 11.44$ ); AL: 20.20 ( $\pm 6.32$ ) and FAL: 23.85 ( $\pm 12.30$ ). The results and standard deviation for the bond strength test (in Mpa) were: A 35.28 ( $\pm 4.18$ ); FA 32.17 ( $\pm 3.10$ ); LA 39.19 ( $\pm 4.58$ ); FLA 36.06 ( $\pm 2.75$ ); AL 34.34 ( $\pm 3.63$ ) and FAL 35.14 ( $\pm 2.40$ ). The results were submitted to ANOVA, a statistically significant reduction in permeability was observed for all treatments ( $p = 0$ ), however, no differences were observed in the reduction of permeability between treatments ( $p = 0.318125$ ), the presence of phosphate did not show a statistically significant difference ( $p > 0.05$ ), however for the treatment factor there was difference between the groups ( $p < 0.05$ ), so Tukey 5% was applied, the LA and FLA groups presented values statistically superior to the others. Pearson's correlation test showed that there was a insignificant correlation ( $r = -0.0581$ ). The present study concluded that all treatments were effective for the reduction of permeability. The bond strength was affected by the treatments. A correlation between the permeability and the bond strength can not be observed.

Keywords: Dentin Permeability. Calcium Phosphate. Nd:YAG Laser. Sodium Hypochlorite. Bond Strenght.

## 1 INTRODUÇÃO

Buonocore (1955) introduziu o condicionamento ácido sobre a superfície do esmalte dentário, promovendo um aumento na resistência de união à resina acrílica. Posteriormente, Fusayama et al. (1979) propôs o condicionamento ácido da dentina e (Nakabayashi et al., 1992) observou que os compostos monoméricos são capazes de infiltrar por entre a rede de fibras colágenas exposta pelo condicionamento ácido, formando uma estrutura única que promove a adesão entre o material resinoso e o substrato dental, denominada camada híbrida. A partir desses três importantes estudos foi possível o desenvolvimento de materiais com maior afinidade às estruturas dentárias e diferentes técnicas de aplicação, com o intuito de melhorar a longevidade das restaurações estéticas.

A estrutura do esmalte dentário é composta em sua maioria (96%) por uma matriz inorgânica, o que facilita a união dental ao material restaurador. Já a dentina possui uma matriz inorgânica (70% em peso) associada a uma matriz orgânica (20% em peso), rica em proteína e água (10% em peso), sendo esse um agravante para uma boa união entre o substrato dentinário e o material restaurador (Goldberg et al., 2011; Pashley et al., 1989).

Apesar da dificuldade decorrente do maior conteúdo orgânico, a água tem um importante papel na adesão, fazendo com que as fibras colágenas não sejam colapsadas após o condicionamento ácido e assim garantindo que se consiga a impregnação dos compostos monoméricos entre suas fibras (Carvalho et al., 1996). Nos adesivos autocondicionantes, por exemplo, a água presente na dentina promove a diluição do monômero ácido influenciando na quantidade de dentina que será desmineralizada (Van Meerbeek et al., 2011).

O excesso de água pode levar à falha prematura, como mostrado no estudo de Tay et al. (1996) e Pucci et al. (2018) onde o excesso de umidade na superfície dentinária impediu o molhamento do monômero resinoso de maneira uniforme sobre a dentina condicionada, causando a formação de poros na camada de adesivo após sua polimerização. Além disso, a presença da água influencia a negativamente a adesão, já que as metaloproteinases (MMPs) são

ativadas na dentina condicionada , levando a progressiva degradação das fibras colágenas que não foram impregnadas por monômero (Pashley et al., 2004).

Mesmo após a polimerização da camada de adesivo, ocorre a existência de canais dentro da camada de adesivo (*water-trees*) que possibilitam o fluxo de água , dessa forma resultam em uma membrana semipermeável (Tay, Pashley, 2003). A literatura mostra que dentina mais obliterada, como por exemplo dentina reacional, possuem uma menor formação das “water trees” entremeando sua estrutura (Tay et al., 2005). Assim, pode-se supor que a obliteração dos túbulos dentinários pode influenciar a resistência de união. Essa constatação resulta na necessidade de testar métodos e tratamentos que realizem a obliteração dos túbulos, e por fim comparar a resistência de união à dentina.

A desproteinização consiste na remoção do colágeno exposto decorrente do condicionamento ácido, através da ação de um agente proteolítico como o hipoclorito de sódio (NaOCl) (Dayem 2010; Esteves et al., 2016; Wakabayashi et al., 1994). A utilização do NaOCl faz com que ocorra uma mudança morfológica na estrutura da dentina (Sakae et al., 1988). Após a utilização do NaOCl a dentina se apresenta mais mineralizada, com uma composição semelhante a do esmalte. Dessa maneira existem relatos de uma maior difusão do adesivo por entre a dentina desproteinizada criando assim uma camada mais espessa favorecendo o aumento da resistência de união (Ciucchi et al., 1994; Dayem 2010; Mountouris et al., 2004; Siqueira et al., 2018). Adicionalmente pode-se presumir que materiais dessensibilizantes podem difundir na dentina desproteinizada.

Dentre os métodos desenvolvidos para o selamento dos túbulos e vedação da dentina encontram-se a aplicação de materiais sobre a superfície dentinária e a irradiação com laser de neodímio (processo assistido a laser). Materiais como o Biovidro (Bakry et al., 2011), pasta de hidroxiapatita associada ácido fosfórico (Bakry et al., 2016), vernizes fluoretados (Chiga et al., 2016; Kara, Orbak, 2009) e fosfato dicálcico e tetracálcico são alguns dos relatados na literatura com a finalidade de diminuição da permeabilidade dentinária. Dentre eles, fosfato dicálcico e tetracálcico evidenciam-se pela capacidade de promover boa obliteração dos túbulos dentinários, conseqüentemente diminuindo a

permeabilidade dentinária, apresentando um desempenho superior quando comparado aos demais (Zhou et al., 2016).

O laser Nd:YAG tem a capacidade de modificar a superfície dentinária, fazendo com que a mesma tenha a sua permeabilidade reduzida através de um processo de derretimento (formação de *melting*) e recristalização rápida da dentina (Al-Saud, Al-Nahedh, 2012; Liu et al., 1997; de Magalhães et al., 2004; Naylor et al., 2006). A associação da irradiação com laser Nd:YAG e a aplicação do sistema adesivo vem ainda se mostrando como outra alternativa para a melhora na resistência de união ao restaurador resinoso, sendo outra técnica potencialmente promissora para diminuição da permeabilidade dentinária (Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 1999).

Portanto, torna-se relevante investigar o efeito na permeabilidade dentinária e o desempenho da resistência de união do tratamento na associação de fosfato de cálcio, sistema adesivo e processo assistido a laser na dentina humana desproteïnizada, pois a permeabilidade pode influenciar com maior ou menor intensidade fatores que regulam o processo de adesão. Adicionalmente será observado a interferência desses fatores na qualidade da interface resina-dentina por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Para um melhor entendimento da revisão de literatura a mesma foi dividida em quatro tópicos: 2.1 Permeabilidade; 2.2 Fosfato; 2.3 Desproteção; 2.4 Laser.

### 2.1 Permeabilidade

Buscando correlacionar a permeabilidade dentinária com a remoção da *smear layer*, Pashley et al. (1981) desenvolveram um estudo em que utilizou 20 discos de dentina confeccionados a partir de terceiros molares, cada disco teve seu lado pulpar condicionado com ácido cítrico 50% para simular as condições encontradas in vivo. Os mesmos foram colocados em um dispositivo de câmara dividida em que por um tubo uma pressão hidrostática constante foi aplicada e um segundo tubo em que media o deslocamento do líquido, que era uma solução tampão fosfato Krebs Ringer, esse filtrado que passou através do lado pulpar para o lado oclusal, teve seu volume medido por uma micropipeta. Os discos foram condicionados com ácido cítrico por pelos períodos de 5; 15; 30; 45 e 60 segundos e foi realizada a mensuração da permeabilidade como descrito acima por um período de tempo definido. Foi realizada novamente uma mensuração do deslocamento de água após cada período da aplicação do ácido, e foi realizado microscopia eletrônica de varredura. E com os testes o estudo concluiu que o condicionamento com ácido cítrico permite uma abertura dos túbulos dentinários e que o período de tempo que é necessário ser aplicado para se obter o valor máximo é de 15 segundos.

Ao avaliar se a utilização do oxalato sobre a *smear layer* dentinária tem o efeito de reagir com a mesma, reduzir a permeabilidade ou aumentar a resistência da camada ao condicionamento ácido, Pashley e Galloway (1985) desenvolveram uma estudo em que utilizaram 60 discos feitos a partir de terceiros molares humanos. Foram realizadas as medidas de permeabilidade em

que os valores de controle ou pré-tratamento foram atribuídos a um valor de 100 por cento. As condutâncias hidráulicas pós-tratamento foram expressas como uma porcentagem dos valores de pré-tratamento. Desta forma, cada disco serviu como seu próprio controle. Os discos foram divididos em quatro grupo sendo: (1) Controle – *smear layer* tratado com KCl por 2 minutos; (2) tratamento da *smear layer* com oxalato dipotássio neutro a 30% durante 2min; (3) tratamento da *smear layer* com uma solução ácida (pH 2) 3% de oxalato de monohidrogênio monopotássio durante 2 minutos; (4) tratamento da *smear layer* com 30% de oxalato de dipotássio durante 2 minutos, seguido por 3% potássio monohidrogênio oxalato durante 2 min. Seguindo por uma nova medição da permeabilidade. Ao terminar as medidas cada espécime foi sujeito ao condicionamento ácido com ácido cítrico 6% por dois minutos para determinar se os tratamentos modificaram a resistência ao condicionamento ácido. Então, após o tratamento com ácido a permeabilidade foi medida novamente. Foi realizada microscopia eletrônica de varredura com o intuito de correlacionar a aparência da superfície dentinária com os dados da permeabilidade. Os resultados obtidos foram no grupo controle sem tratamento da superfície tiveram condutâncias hidráulicas de  $3,61 \times 10^{-2} \pm 2,13 \times 10^{-2} \mu\text{L min}^{-1} \text{ cm H}_2\text{O}^{-1}$ , após o tratamento com 3% de KCl por 2 min, a média da condutância hidráulica, não foi significativamente diferente ( $3,94 \times 10^{-2} \times 1,63 \times 10^{-2} \mu\text{L min}^{-1} \text{ cm H}_2\text{O}^{-1}$ , o condicionamento ácido da camada de esfregaço tratada com KCl com 6% de ácido cítrico por 2 min produziu um efeito estatisticamente significativo (439%) na dentina, para valores que não eram diferentes daqueles para dentina ácida. Pode-se notar que o tratamento combinado com oxalato não apenas remove a camada de *smear layer* e substitui por uma camada de precipitados cristalinos que ocluem a dentina e que são resistentes aos ácidos, mas também podem fornecer uma superfície rica em grupos de cálcio e carboxilato o que pode ser útil para a ligação química.

Para determinar se a permeabilidade dos segmentos de coroa e dos discos de dentina preparados a partir desses segmentos é heterogênea ou homogênea, Pashley et al. (1987) conduziram um estudo em que usando terceiros molares recém extraídos, confeccionou-se segmentos desses dentes. Qualitativamente foi medido através da utilização de corante azul, foi revelado

uma permeabilidade não uniforme nessas regiões, sendo uma presença maior de corante nas regiões sobre os cornos pulpares e no meio do segmento uma menor quantidade de corante. Quantitativamente foi medido a permeabilidade em diferentes regiões do segmento se utilizando da técnica de câmara dividida, e os resultados mostrados pelas taxas de filtração, confirmaram que no centro do dente ocorria uma menor permeabilidade, e na periferia sobre os cornos pulpares houve uma maior permeabilidade. Com isso o estudo sugeriu que para se realizar a medida de permeabilidade fosse usada uma maior área possível do espécime.

Ao comparar a permeabilidade entre a dentina vestibular vs a oclusal antes e depois da remoção da *smear layer* e antes e depois do tratamento com oxalato, e comparando também as forças de cisalhamento do adesivo Scotchbond/ Silux nessas superfícies para determinar se existe alguma correlação com a permeabilidade dentinária, Pashley et al. (1989) desenvolveram um estudo em que utilizou terceiros molares não erupcionados. Criou-se primeiramente uma superfície plana na face vestibular. Utilizou uma lixa de granulação de #320 para simular *smear layer*. Com um dispositivo foram feitas as medidas da permeabilidade por meio da infiltração de fluido. Após a medida inicial foi realizada a procedimento de adesão no qual foi utilizado o adesivo Scotchbond/Silux, após o procedimento as amostras foram acondicionadas em água. Passada 24 horas as amostras tiveram a resistência ao cisalhamento medida. A permeabilidade da dentina bucal foi medida após a quebra da resistência de adesão, sem nenhum outro tratamento. As superfícies da face bucal foram novamente lixadas com lixa de # 320 e tiveram sua superfície condicionada com ácido cítrico 6% por 2 minutos. Os procedimentos de mensuração de permeabilidade resistência ao cisalhamento foram realizados novamente como já descrito. O mesmo procedimento foi realizado, porém nessa outra fase foi aplicado topicamente o oxalato de potássio 30% que tiveram suas medidas de permeabilidade e resistência ao cisalhamento feitos. Após estes estudos terem sido concluídos na dentina bucal, o esmalte oclusal foi removido com uma serra Isomet, de modo que uma superfície oclusal plana seria criada para estudos comparativos de permeabilidade e colagem. Os valores de permeabilidade bucal obtidos após o tratamento com oxalato foram subtraídos

aos valores de permeabilidade total, obtendo os valores de permeabilidade oclusal. Todo o protocolo de medidas foi refeito na superfície oclusal. E com os resultados o estudo concluiu que com *smear layer* se obteve um aumento na resistência ao cisalhamento. E que a remoção da *smear layer* aumentou a permeabilidade, porém foi revertida com a aplicação do oxalato.

Ao realizar a investigação para se determinar se o tempo e o tipo de solução para armazenamento pode interferir na permeabilidade dentinária e a resistência ao cisalhamento, Goodis et al. (1993) desenvolveram um estudo em que terceiros molares recém extraídos foram armazenados em cinco soluções comuns para armazenamento, sendo: Etanol 70% (E), Formalina 10% (F), Água destilada (A), Água destilada mais timol (AT) e solução salina tamponada com fosfato com timol (ST). As medidas de permeabilidade e resistência ao cisalhamento foram avaliadas em um esquema de medidas repetidas (n=20) após 8 dias, 15 dias e 6 meses. Nos grupos F, E, soluções a base de água, no teste de ANOVA demonstraram uma variação na permeabilidade. A resistência de união não foi afetada pelo tempo e nem pelo tipo da solução a não ser a de solução salina. Com isso foi levado em consideração que o tempo e o tipo de solução pode interferir nos valores de permeabilidade e força de adesão. E os resultados do estudo demonstraram que soluções salinas, que são usadas nas pesquisas odontológicas, podem ser inadequadas pois podem interferir nos resultados de permeabilidade e força de adesão.

Kolker et al. (2002b) em seus estudos buscaram avaliar o efeito de cinco agentes dessensibilizantes dentinários (DDAs) na permeabilidade dentinária, usando a condutância hidráulica, e mudanças morfológicas nos túbulos, com microscopia eletrônica de varredura (MEV). Para o estudo foram utilizados 30 molares humanos em que se confeccionou discos de dentina com 1 mm de espessura. Os discos foram colocados em um ultrassom com água por 30 minutos e posteriormente em um ultrassom com etanol 70% por 10 minutos. O método é similar ao de Nakabayashi (1992) para a remoção de *smear layer* e *smear plug* sem a desmineralização do dente. O lado pulpar da dentina foi condicionado com ácido fosfórico 35%, para remover *smear plug* e para mimetizar os túbulos pulpares abertos. Uma solução de soro fetal bovino, que se parece com o fluido dentinário, foi forçada entre o disco de dentina para avaliar

o efeito do dessensibilizante. A aplicação de uma pressão de 10 psi foi aplicada pelo lado pulpar, e a progressão da medida foi acompanhada pelo deslocamento de uma bolha de ar por uma pipeta por um intervalo de 6 minutos, a quantidade de líquido que fluiu através da dentina foi quantificada como uma taxa de perfusão. Os agentes dessensibilizantes testados foram Seal & Protect, Gluma Desensitizer, HurriSeal, D/Sense 2, e SuperSeal, que foram aplicados na superfície oclusal após o polimento e de acordo com as instruções do fabricante. Dois discos de cada grupo foram analisados por microscopia eletrônica de varredura. Como resultados obteve-se que a redução média da permeabilidade dentinária em cada grupo: SuperSeal =  $97,5 \pm 4,0$ , HurriSeal =  $54,2 \pm 35,3$ , D / Sense 2 =  $46,6 \pm 20,4$ , Gluma =  $39,6 \pm 26,7$  e Seal & Protect =  $33,8 \pm 19,4$ . Os dados forneceram fortes evidências de diferenças na redução da permeabilidade entre os agentes ( $p < 0,01$ ). No estudo foi observado que os agentes dessensibilizantes demonstram uma grande diminuição da permeabilidade dentinária e dentre os agentes testados o Superseal se mostrou o mais benéfico no tratamento de hipersensibilidade. Também foi observado que a condutância hidráulica não tem uma correlação com a microscopia eletrônica de varredura. Entretanto o estudo demonstrou que há necessidade de realizar a condutância hidráulica com a microscopia de varredura, desde o túbulo dentinário pode aparecer ocluído, mas não necessariamente selado.

Para testar a hipótese de os canais de água presentes ao longo da interface adesiva podem ser detectados através do exame de microscopia eletrônica de transmissão, Tay e Pashley (2003) utilizando diferentes adesivos, sendo um de condicionamento ácido total (Single Bond, Excite e PQ1), um adesivo autocondicionantes (Prompt L-Pop, Reactmer Bond e um adesivo autocondicionante experimental. Foram realizadas restaurações nesses dentes, os mesmos foram imersos em nitrato de prata convencional a 50% em peso ou nitrato de prata amoniacal básico a 50% em peso por 24 horas, expostas a uma solução fotorreveladora e preparadas para microscopia eletrônica de transmissão. As duas soluções se mostraram capazes de exibir a nanoinfiltração presente dentro das camadas híbridas. Além disso, *water-trees* na forma de depósitos de prata dendríticos interconectados foram vistas ao longo da superfície das camadas híbridas que se estendiam perpendicularmente às

camadas adesivas. Com nitrato de prata amoniacal, foram observados grãos de prata adicionais, não ligados, dentro dos adesivos.

Avaliando a variação da filtração de fluido através da dentina tratada com diferentes formulações de géis de oxalato de potássio e um gel acidificado fluorofosfato de sódio, sobre cinco pré-condicionamentos da superfície dentinária, Pereira et al. (2005) utilizaram terceiros molares extraídos de pacientes jovens. Dos mesmos foram confeccionados 200 discos de dentina com 1 mm de espessura, que foram imersos em EDTA 0,5 M para ser remover a *smear layer* de ambos os lados, e posteriormente se padronizá-la com uma lixa de #320. A permeabilidade foi medida segundo o modelo proposto por Pashley e Galloway (1985), antes da aplicação dos materiais nas amostras, foram realizados cinco tratamentos da superfície dentinária sendo: A - Remoção *smear layer* com EDTA 0,5 M, pH 7,4, por 1min, superfície "oclusal" lavada com água deionizada e seca ao ar; B - Remoção *smear layer* com EDTA 0,5 M, pH 7,4, durante 1 min, lavagem da superfície oclusal e secagem da mancha; C - Remoção *smear layer* com EDTA 0,5 M, pH 7,4, durante 1 min, a superfície oclusal foi lavada e deixada húmida; D - Superfície oclusal não foi lavada; o EDTA 0,5 M, pH 7,4, (camada de smear tratada com EDTA), foi seco ao ar; E - Superfície oclusal não foi lavada; o EDTA foi seco a seco. Sob essas condições os grupos dos materiais foram gel de oxalato de potássio a 3% - pH 4; Gel de oxalato de potássio a 6% - pH 4; 3% de gel de oxalato de potássio - pH 2,5 e 1,23% de gel de flúor (gel de APF) - pH 3,6-3,9. Independentemente do pré-tratamento superficial, o gel de oxalato de potássio a 3% - pH 2,5 produziu a maior redução na filtração dentinária ( $p < 0,05$ ) mesmo após o desafio com ácido cítrico. Em geral, a secagem ao ar da dentina foi o melhor pré-tratamento superficial ( $p < 0,05$ ). A interação entre o material e o pré-tratamento superficial apresentou valores de condutância hidráulica semelhantes para a maioria das combinações, mas o oxalato de potássio a 3% O gel - pH 2,5 sob condições úmidas produziu a maior redução na condutância hidráulica. O gel APF produziu a menor redução na condutância hidráulica quando comparado com os outros materiais, independentemente do pré-tratamento da superfície.

## 2.2 Fosfato

No estudo de Tung et al. (1993) foram utilizadas diferentes concentrações de soluções de fosfato de cálcio e diferentes níveis de pH para se obliterar os túbulos dentinários. E para avaliar esse efeito foi utilizada mensurações de permeabilidade e microscopia eletrônica de varredura nos discos de dentina. O estudo foi realizado para analisar a precipitação cinética do fosfato de cálcio e seus produtos durante sua aplicação em dentina. As soluções foram aplicadas de duas maneiras, sendo a primeira a solução de cálcio e fosfato sendo misturadas antes da aplicação e a segunda maneira em que elas foram aplicadas uma após a outra. Para os discos de dentina eles foram utilizados de três maneira diferentes, sendo um com uma camada de *smear layer*, e os outros dois com os túbulos dentinário abertos, sendo um por meio de limpeza ultrassônica e o outro por condicionamento ácido. No estudo concluiu-se que as soluções que tinham o fosfato em maior concentração e maior pH (9,5) foram mais eficientes na obstrução dos túbulos dentinários, conseguindo gerar uma matriz amorfa capaz de obliterar os túbulos, diminuindo a permeabilidade de 85% para mais. Com o pH mais baixo (5,6) as soluções de fosfato de cálcio formaram uma matriz com cristais maiores que não foram assim eficazes para obliterar os túbulos dentinário.

Com o objetivo de determinar os efeitos a curto prazo de múltiplos tratamentos com uma solução de fosfato de cálcio ligeiramente supersaturada na condutância hidráulica ( $L_p$ ) de discos de dentina parcialmente ocluídos *in vitro*, Cherng et al. (2004) realizaram um estudo em que ele utilizou discos de dentina com espessura de 0,5 mm. A solução escolhida continha  $6,5 \text{ mmol l}^{-1}$  de cálcio e fosfato e  $0,25 \text{ mmol l}^{-1}$  de fluoreto e desenvolveu turbidez mensurável a cerca de 1 min após a preparação e a turvação continuou a aumentar no período subsequente de 15 min. Os nove discos de dentina tiveram sua superfície lixadas para produzir *smear layer*, que parcialmente ocluí-o os túbulos. A  $L_p$  inicial foi medida em diferentes intervalos e também foram medidos em diferentes intervalos durante o processo do tratamento com a solução. A  $L_p$  médio inicial (em  $\text{ml cm}^{-2} \text{ min}^{-1} \text{ H}_2\text{O cm}^{-1}$ ) foi  $0,108 \pm 0,041$  (média  $\pm$  desvio padrão.;  $n = 9$ ,

$\mu\text{L cm}^{-2} \text{ min}^{-1} \text{ H}_2\text{O cm}^{-1} = 10,20 \mu\text{L cm}^{-2} \text{ min}^{-1} \text{ KPa}^{-1}$ ) e após cinco tratamentos consecutivos o Lp média relativa, apresentava como percentagem inicial, que foi de  $71 \pm 11$ ;  $58 \pm 10$ ;  $46 \pm 18$ ;  $40 \pm 14$ ; e  $25 \pm 10$ , respectivamente. Os valores de Lp dos grupos de tratamento inicial eram significativamente ( $p < 0,05$ ) diferentes. Com isso o presente experimento in vitro mostrou que houve uma redução significativa na Lp relativa após um único tratamento e uma redução de 75% após cinco tratamentos com uma solução de fosfato de cálcio suavemente substituída.

Para determinar o modo de ação de um novo dentífrico dessensibilizante de fórmula Pro-Argin com um benefício de branqueamento suave contendo 8,0% de arginina, um sistema de alta limpeza de carbonato de cálcio e monofluorofosfato de sódio, utilizando uma variedade de técnicas superficiais de ponta, Lavender et al. (2010) conduziram um estudo em que utilizou Microscopia confocal de varredura a laser (CLSM) e microscopia eletrônica de varredura (MEV) para avaliar a oclusão tubular. A espectroscopia eletrônica para análise química (ESCA) foi utilizada para identificar a composição do material oclusivo. O CLSM também foi usado para identificar a localização da arginina dentro do túbulo dentinário ocluído e para demonstrar a resistência da oclusão a um desafio ácido. E foram demonstrados pelo CLSM e SEM que a tecnologia arginina-carbonato de cálcio neste novo dentífrico de sensibilidade da fórmula Pro-Argin foi altamente eficaz na oclusão dos túbulos da dentina. A ESCA mostrou que o depósito superficial da dentina continha altos níveis de cálcio, fósforo, oxigênio e carbonato. O CLSM também confirmou que a arginina incorporada no tampão de dentina, e o tampão de dentina resistiu a um desafio ácido.

Ao avaliar a performance de dois adesivos auto-condicionantes contendo monômeros funcionais à dentina pré-tratada com três novos dessensibilizantes contendo cálcio, Pei et al. (2013) realizaram um estudo em que utilizou 32 terceiros molares humanos que tiveram suas superfícies oclusais expostas, expondo assim a dentina coronal exposta. Nenhum dessensibilizante foi aplicado no grupo controle. Os dentes foram divididos em quatro grupos ( $n=8$ ): Grupo controle; Grupo 1- pasta de polimento contendo Arg- $\text{CaCO}_3$  (Sensitive Pro-Relief; Colgate-Palmolive, Nova York, EUA); Grupo 2 - pasta

contendo CPP-ACP (fosfopeptídeo de caseína - fosfato de cálcio amorfo) (Tooth Mousse; GC, Tóquio, Japão); Grupo 3 - pasta de hidroxiapatita experimental (tamanho de partícula <200 nm; Sigma, St Louis, MO, EUA). Dentro dos grupos cada um foi subdividido em dois grupos conforme o adesivo que foi utilizado, G-Bond (GC, Tóquio, Japão) e Clearfil S3 Bond (Kuraray Medical, Okayama, Japão). Após o procedimento adesivo foi confeccionado uma restauração em resina composta e cortado os palitos para os testes de resistência de união. Os espécimes também foram observados em MEV para avaliar a obliteração causada pelos agentes dessensibilizantes. Os valores médios da microtração, expressos em MPa, dos grupos 1, 2 e 3 e do grupo controle foram, respectivamente, 30,81 ( $\pm 7,79$ ), 44,41 ( $\pm 8,02$ ), 31,49 ( $\pm 6,13$ ) e 41,40 ( $\pm 8,67$ ) para G-Bond e 39,63 ( $\pm 9,59$ ), 32,55 ( $\pm 7,86$ ), 37,50 ( $\pm 8,60$ ), 27,90 ( $\pm 6,52$ ) para o Clearfil S3. O teste de ANOVA dois fatores indicou que a aplicação de dessensibilizante em associação com um sistema adesivo compatível deve ser usada quando se tenta diminuir a hipersensibilidade sem interferência adversa na resistência de união.

Thanatvarakorn et al. (2013b) com o objetivo de avaliar a capacidade de um dessensibilizador de fosfato de cálcio recém-desenvolvido (TMD – Teethmate Desensitizer) na redução da permeabilidade dentinária e sua integração com a superfície dentinária antes e após a imersão em saliva artificial (AS) sob duas características distintas da superfície dentinária; com ou sem a exposição de colágeno. Para o estudo foram utilizados 68 discos de dentina humano tratados por EDTA para expor fibrilas de colágeno ou EDTA / NaOCl para expor a superfície da dentina simples foram sujeitos a um dessensibilizador de fosfato de cálcio (TMD), enquanto o tratamento sem dessensibilizador serviu como controle. A agente dessensibilizante TMD se mostrou eficiente ao ocluir os túbulos dentinários e reduzindo a permeabilidade dentinária em até 92%. Após a imersão em AS, a porcentagem de redução da permeabilidade (PR%) aumentou significativamente no pré-tratamento com EDTA / NaOCl ( $p < 0,05$ ). Cristalitos recém-formados foram observados em dentina tratada com dessensibilizante e grupo controle de pré-tratamento com EDTA / NaOCl, enquanto os cristalitos não existiam no grupo controle de pré-tratamento com EDTA. Mesmo colocado em ultrassom foi revelado a integração da camada de

dessensibilizante rico em fosfato de cálcio na superfície da dentina após a imersão AS.

Lopes e Aranha (2013) realizaram um estudo clínico longitudinal e aleatorizado que tinha como objetivo avaliar os diferentes protocolos de tratamentos para sensibilidade dentinária com laser de alta potência, agente dessensibilizante e a associação entre laser de alta potência e agente dessensibilizante por um período de 6 meses. Para o estudo foram triados 24 pacientes e 33 dentes foram tratados. A divisão dos grupos foi realizada de seguinte maneira: G1, Dessensibilizador Gluma (Heraeus Kulzer); G2, Nd: YAG Laser (Power Laser™ ST6, Lares Research) Modo de contato, protocolo laser de 1,5 W, 10 Hz e 100 mJ, e 85J / cm<sup>2</sup>, quatro irradiações realizadas, cada uma por 15 s, nas direções mesiodistal e ocluso-apical , totalizando 60 s de irradiação com intervalos de 10 s entre eles; G3, Nd: YAG Laser + Desumidificador Gluma. A avaliação de sensibilidade foi realizada por uma escala visual de dor onde 0 e nenhum dor e 10 a dor mais forte. Essa avaliação foi realizada por meio de estímulo com ar e a sondagem nos tempos de 5 minutos depois da aplicação do tratamento, 1 semana, 1 mês, 3 meses e 6 meses. A comparação entre os grupos não mostrou diferença significativa nos níveis de dor no período pré-tratamento ( $p = 0,097$ ). Para a avaliação em longo prazo, todos os grupos apresentaram diferenças estatísticas ( $p > 0,05$ ), indicando que para G2 e G3 essa diferença foi estatisticamente significativa desde o primeiro momento de avaliação (pós 1), enquanto no G1 a diferença foi significativa a avaliação pós 2 (1 semana). A comparação entre os grupos usando a estimulação sonda mostrou diferenças significativas na dor ( $p < 0,001$ ). Apenas no G1 e no G3 essa diferença se tornou significativa a partir do pós 1 mês. Concluiu-se que todos os tratamentos foram efetivos para reduzir a sensibilidade dentinária após 6 meses, entretanto a associação entre a associação de Nd: YAG e Gluma Desensitizer é uma estratégia de tratamento eficaz que tem efeitos imediatos e duradouros.

Com o objetivo de avaliar, usando micro tomografia computadorizada, os efeitos de dois diferentes dessensibilizantes na prevenção da desmineralização de dentes bovinos depois de 1 dia e 1 semana armazenada em saliva artificial, Lodha et al. (2014) desenvolveram um trabalho em que utilizou 70 espécimes blocos de dentina, eles foram divididos em 4 grupos com

diferentes materiais para tratamento sendo: I – água deionizada como controle negativo; II – Verniz de flúor (Duraphat: Colgate) como controle positivo; III - Dessensibilizante a base de fosfato de Cálcio (Teethmate Desensitizer; Kuraray Noritake Dental, Tóquio, Japão); IV - Dessensibilizante a base de silicato de fluoro-alumino-cálcio (Nanoseal; Nippon Shika Yakuhin, Japão). Após os tratamentos os espécimes ficaram armazenados saliva artificial (pH 6,5) por 1 dia e 1 semana. A perda mineral dos espécimes após a desmineralização (pH 5,0 por 3 horas) foi avaliado por  $\mu$ CT. A perda mineral em todos os grupos foi menor do que a em água deionizada. E obteve-se que o Duraphat foi mais efetivo em relação a perda mineral, seguido pelo Nanoseal. O mesmo se mostrou com melhor redução significativa na perda mineral com uma semana do que com um dia de imersão. Entretanto Teethmate e Duraphat exibiram uma melhora na inibição da desmineralização após um longo período de imersão em saliva artificial. Em MEV foi observada uma deposição de partículas sobre a dentina do Teethmate e Nanoseal. Concluiu-se que a aplicação do Teethmate e Nanoseal, promovem uma resistência da desmineralização e uma obliteração dos túbulos dentinários. E Nanoseal por ter apresentou uma melhor capacidade de inibir a desmineralização após um período maior de tempo.

Ao avaliar o efeito do dessensibilizante a base de fosfato de di-cálcio e tetra-cálcio na diminuição da permeabilidade dentinária *in-vitro*, (Zhou et al., 2016) desenvolveram um estudo em que foram utilizados 75 terceiros molares não erupcionados. Os dentes tiveram removidos seu esmalte oclusal e a dentina superficial se utilizando de um disco de corte e com isso expondo uma superfície plana de dentina mediana. Um segundo corte foi realizado 5 mm abaixo do primeiro resultando em um segmento de coroa com 5 mm de espessura. A superfície pulpar teve a remoção de toda a polpa e posteriormente foi lavado com água deionizada, a superfície oclusal foi polida com uma sequência de lixas (320; 800; 1200; 2400 e 4000), isso para a remoção do *smear layer*. Após o polimento para garantir a total remoção de *smear layer* que posso ter restado a superfície foi condicionada com EDTA durante 2 minutos para tornar patente os túbulos dentinários. A permeabilidade foi medida pelo método de filtração dentinária, em quem é medido o volume de água passa por entre a dentina. Os dentes foram divididos em 4 grupos, aplicação do produto a base de fosfato de

cálcio (Teethmate TM) uma vez (TM1), aplicação do produto a base de fosfato de cálcio três vezes (TM3), aplicação a partir de vernizes de fluoreto de sódio VellaTM (VLA) e VanishTM (VAN), após o armazenamento em saliva artificial por 24 h, 48 h e 7 dias. E também foi realizado MEV em outras amostras com os tratamentos feitos em suas superfícies. Dentro dos limites do estudo *in-vitro*, foi possível concluir que tanto para aplicação única como para três aplicações do Teethmate, o dessensibilizante a base de fosfato de di-cálcio e tetra-cálcio, foi efetivo na redução da permeabilidade dentinária. Nos grupos em que se foram utilizados os produtos à base de fluoreto de sódio em alta concentração, ambos VellaTM (VLA) e VanishTM (VAN) promoveram redução na permeabilidade dentinária, mas seu efeito foi inconsistente dentro dos espécimes examinados. Sendo assim os produtos à base de fosfato di-cálcio e tetra-cálcio tem a capacidade para reduzir a permeabilidade dentinária tornando potencialmente útil como agente dessensibilizante dentinário clínico, o que deve ser confirmado em futuros estudos clínicos.

Bakry et al. (2016) objetivando examinar a capacidade de uma pasta de hidroxiapatita para ocluir os orifícios dos túbulos dentinários por uma camada de compostos de fosfato de cálcio, além disso, a resistência ácida da camada formada foi testada após a aplicação de um laser de energia Nd: YAG de baixa energia . Para o estudo foram utilizados 40 terceiros molares não cariados que tiveram o esmalte vestibular e lingual removidos utilizando uma serra em baixa velocidade. Desses dentes foram confeccionados 80 discos de dentina, os mesmos tiveram suas superfícies limpas em ultrassom e condicionadas com EDTA 0,5% por dois minutos. Os espécimes foram divididos em 4 grupos sendo: grupo I - controle; grupo II - aplicação do laser de Nd:YAG em suas superfícies , grupo III – aplicação da pasta de hidróxiapatita em suas superfícies e grupo IV – aplicação do laser de Nd:YAG e pasta de hidróxiapatita. A permeabilidade foi medida inicialmente para se ter valores de base e após cada tratamento. Com isso cada disco serviu como seu próprio controle. Os espécimes em todos os grupos que tiveram a sua permeabilidade medida foram expostos a 6% de ácido cítrico pH 2,1 durante 1 minuto com agitação contínua por um agitador magnético à temperatura ambiente. A permeabilidade de todos os espécimes foi re-medida após o desafio erosivo e a porcentagem de redução da permeabilidade foi

calculada. No estudo foi capaz de se concluir que a aplicação da pasta de hidróxiapatita é capaz de se obliterar os túbulos dentinário diminuindo assim a permeabilidade dentinária. E a aplicação do laser de Nd:YAG promoveu uma resistência da camada formada pela hidróxiapatita a erosão.

Ishihata et al. (2017) avaliaram a condutância hidráulica em dois agentes dessensibilizantes (Teethmate e Gluma) relativos ao controle por diferentes períodos (imediate, um dia, uma semana e um mês). Para isso foram utilizados 30 discos de dentina com 1,2 mm de espessura, retirados de terceiros molares humanos. Para se medir a permeabilidade os discos foram imersos em uma solução de EDTA (pH 7,4). Foi realizado uma primeira mensuração que foi utilizada como valor base para as medidas posteriores. Os espécimes foram divididos em 3 grupos (n=10), com aplicação do Gluma, com aplicação do Teethmate e controle em água. As medidas da permeabilidade foram realizadas imediatamente após a aplicação dos agentes dessensibilizantes, com um dia, uma semana e um mês de armazenamento. Os valores de base foram muito variáveis, isso podendo ser explicado por a dentina poder variar de indivíduo para indivíduo. Os produtos não apresentaram entre si uma redução de permeabilidade diferente. A redução do Teethmate e Gluma nos períodos imediato foram de 30 – 50%. Com isso concluiu-se que os discos de dentina tratados com dois dessensibilizantes com composições químicas diferentes e tendo água como controle demonstraram que ambos são efetivos para reduzir a permeabilidade.

### **2.3 Desproteinização**

Ao tentar descrever as mudanças nos cristais da dentina causadas pela indução do uso de hipoclorito de sódio, Sakae et al. (1988), realizaram um estudo em que as informações conseguidas sobre a natureza dos cristais dentinários foram conseguidas pelo uso de avaliações termogravimetria (TG), análise térmica diferencial (DTA), espectroscopia de absorção infravermelha (FTIR) e análise de difração de raios-x. No estudo foram utilizados 6 incisivos

permanentes bovinos. Para a realização dos testes se removeu a dentina da raiz dos dentes, e a mesma foi pulverizada. O pó da dentina foi tratada com hipoclorito de sódio 10% e posteriormente filtrado para a realização dos testes. Na análise térmica diferencial (DTA) indicou que o material orgânico foi removido pelo tratamento com o NaClO. Os estudos de difração de raios X revelaram uma alteração na cristalinidade dos cristais da dentina e a formação de calcita após o tratamento. A análise de absorção de infravermelhos mostrou que a banda devido aos íons de carbonato foi enfraquecida após o tratamento, enquanto que a análise espectroscópica de absorção atômica mostrou que os íons de magnésio foram dissolvidos da amostra da dentina. Estes resultados mostraram que alguns íons de magnésio e carbonato foram removidos da estrutura da dentina após o tratamento com NaClO, enquanto ao mesmo tempo os materiais orgânicos foram removidos da amostra da dentina. Sugeriu-se que os cristais na dentina tratada com NaOCl eram semelhantes aos cristais de esmalte do ponto de vista cristalográfico.

Wakabayashi et al. (1994) buscando desenvolver um novo tratamento prévio para se realizar a adesão em dentina, propôs um pré-tratamento que consistia na aplicação de ácido fosfórico 40% na dentina para a remoção da *smear layer* e descalcificação da camada de dentina superficial expondo assim as fibras colágenas, seguida da aplicação do hipoclorito de sódio 10% para dissolver e remover o colágeno dentário exposto e fornecer uma superfície fresca de apatita que receberia o adesivo resinoso sobre ela. Com esse método foi proposto a adesão direta entre a dentina e o adesivo, sem assim a presença da camada híbrida. A resistência à tração da interface após armazenamento em água a 37 ° C durante 24 horas mediu 6,7 MPa apenas com o tratamento com ácido fosfórico, enquanto o método de teste produziu uma resistência adesiva inicial de 9,7 MPa. Após 10.000 ciclos térmicos (4 ° C; 60 ° C), a resistência de união foi de 6,2 MPa, que foi aproximadamente 1,5 vezes maior do que o valor obtido com o método usando apenas a solução de ácido fosfórico.

Ciucchi et al. (1994) considerando que os adesivos podem não se infiltrar totalmente na dentina desmineralizada, promovendo baixa força adesiva, devido a presença de uma camada de colágena exposta durante o condicionamento ácido, desenvolveu um estudo em que verificou as hipóteses de que a tratamento

com Hipoclorito de Sódio Gel a 10%- Kuraray (NaOCl) em diferentes tempos de aplicação (5 e 30s, 1 e 3min) após o condicionamento ácido pode melhorar essa força de adesão. Após as superfícies terem sido tratadas com o NaOCl em diferentes tempos de aplicação, foi realizada a aplicação do adesivo Scotchbond Multi Purpose (3M) e a resina composta Z100 (3M). Os espécimes foram preparados para o teste de resistência adesiva à microtração. Os resultados obtidos, em MPa, foram: grupo controle (sem aplicação de NaOCl) –  $25,03 \pm 5,94$ ; aplicação por 5 s –  $34,23 \pm 11,82$ ; aplicação por 30 s –  $18,89 \pm 5,37$ ; aplicação 1min –  $26,18 \pm 8,51$  e aplicação 3 min –  $24,63 \pm 6,83$ . Os autores concluíram que 5 s de tratamento com NaOCl aumentou significativamente a resistência adesiva, possivelmente pela dissolução da *smear layer* colágena e da camada superficial de fibras colágenas expostas. O tratamento por 30 s desorganizou o colágeno enquanto a aplicação por 1 a 3 min dissolveu completamente a fase orgânica deixando uma superfície dentinária mineralizada e irregular.

Prati et al. (1999a) avaliaram a resistência ao cisalhamento e a morfologia interfacial dos agentes de união na superfície e profundidade com diferença no tratamento da dentina, com ácido fosfórico, ácido fosfórico + NaOCl e somente NaOCl. A hipótese testada foi se o colágeno se faz necessário para uma grande resistência de adesão entre a resina e a dentina. Para o estudo foram utilizados 30 terceiros molares erupcionados, eles foram divididos segundo os grupos: A - condicionamento da dentina com ácido fosfórico 37% por 20 segundos, B - condicionamento com ácido fosfórico 37% mais NaOCl 1,5% por 2 minutos, C – aplicação de NaOCl 1,5% por 2 minutos e D – condicionamento com ácido fosfórico 37% por 20 segundo mais imersão do espécime em NaOCl 10% por 120 horas para a remoção total do colágeno. Foi realizado MEV nos espécimes para se observar a morfologia da interface e a realização de testes de microcisalhamento. Nas observações do MEV pode se constatar que a fibras colágenas foram totalmente removidas pelo tratamento com NaOCl, e com isso se observou um aumento dos túbulos dentinários e dos ramos laterais dos túbulos dentinários. O NaOCl aplicado nas camadas de esfregaço da dentina não modificou significativamente a sua morfologia, *tags* de resina de maior diâmetro foram observados nos tratamentos com ácido fosfórico

e NaOCl. Quando imersa em NaOCl 10% por 120 horas, o infiltrado de resina não foi comum, produziu um infiltrado na dentina mineralizada, o que pode ser chamada 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.

Silva GO et al. (2009) avaliaram a força de união a dentina como resultado do tempo de armazenamento para sistemas convencionais (com e sem colágeno) que foram desproteinizadas com hipoclorito de sódio (NaOCl) 10%. Foram utilizados 72 molares humanos seccionados no plano axial, no sentido mesiodistal, a duas metades foram separadas e incluídas em resina acrílica, as superfícies vestibular e lingual foram lixadas de modo que a dentina fosse exposta. Foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico 37% por 15 segundos e os espécimes divididos em 12 grupos (n=6), dependendo do sistema adesivo utilizado, do tratamento da dentina e do tempo que será realizado a avaliação (24 horas ou 6 meses). Foi realizada uma restauração de resina que foi inserida sobre a área preparada com o auxílio de uma matriz de metal. Após o ensaio mecânico de cisalhamento, as superfícies fraturadas foram analisadas por estereomicroscópio e os dados foram submetidos à ANOVA e teste de Tukey. Concluiu-se que o tratamento de desproteinação da dentina com NaOCl a 10% melhorou a força de adesão em cinco dos seis grupos. A força de adesão após 24 horas foi significativamente maior que a força de adesão medida após seis meses.

Dayem em (2010) avaliou a profundidade de penetração do adesivo através da dentina condicionada, desproteinação com laser de Nd:YAG ou por hipoclorito de sódio 10%, utilizando microscopia de fluorescência. Para o estudo foram utilizados 60 molares recém extraídos. Foram confeccionadas cavidades classe V com medidas padronizadas nos dentes (3 mm altura, 3 mm comprimento e 2 mm de profundidade) nas superfícies lingual e vestibular. Os dentes foram divididos em dois grupos consistindo em trinta dentes, e cada grupo subdividido em três subgrupos 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. Os resultados mostraram que o condicionamento ácido na dentina e laser de Nd:YAG aumentaram significativamente a profundidade da penetração do sistema adesivo, e que a penetração máxima 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.

Ao examinar a interação química entre três adesivos autocondicionantes e a dentina desproteïnizada com hipoclorito de sódio (NaOCl), e a influência do tratamento com NaOCl na resistência de união de adesivos autocondicionantes com ou sem a incorporação de monômeros de resinas funcionais, quando estes adesivos são colados à dentina, Zhou et al. (2015) utilizaram 101 molares humanos e dos mesmos confeccionou discos de dentina. Os discos tiveram sua superfície tratada com NaOCl 5,25% por 60 segundos. Os discos foram divididos nos seguintes grupos sendo: Xeno V (sem monômeros funcionais), G-Bond (contendo 4-MET) ou S3 Bond (contendo 10-MDP). Para avaliar a afinidade dos monômeros funcionais com a dentina desproteïnizada foi realizada espectroscopia de reflexão total atenuada (ATR) e microscopia eletrônica de varredura de emissão de campo (FE-SEM). A interação química entre os monômeros funcionais e a dentina desproteïnizada foi avaliada por difração de raios X por filme fino (TF-XRD). A resistência de microtração (MTBS) foi utilizada para avaliar a propriedade mecânica dos adesivos, imediatamente ou após o ciclo térmico (5 °C - 55,8 °C) para 10.000 ciclos. De acordo com os resultados do ATR e do FE-SEM o G-Bond e o S3 Bond mostraram maior afinidade com a dentina desproteïnizada do que com o Xeno V, mesmo após o enxágue com água. TF-XRD mostrou que a interação química entre o S3 Bond e a dentina desproteïnizada ocorreu pela formação do sal 10-MDP-Ca. Tanto a desproteïnização quanto o ciclo térmico afetaram adversamente o MTBS de

Xeno V ( $p < 0,05$ ), mas a desproteíntização não teve influência significativa no S3 Bond. Com isso o estudo concluiu que os adesivos auto-condicionantes que contem 10-MDP como um monômero funcional mantém tanta imediata como envelhecida a resistência de união quando união a dentina desproteíntizada com NaOCl.

Visando avaliar 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 desproteíntização da dentina, Esteves et al. (2016) desenvolveram um estudo em que com a utilização de 80 discos de dentina de dentes bovinos, avaliou a permeabilidade dentinária por meio de um dispositivo de mensuração da permeabilidade, os discos tiveram suas permeabilidades medidas na presença e ausência de *smear layer* que foi removida com a utilização de EDTA. Os discos foram divididos em oito grupos de acordo com cada tratamento que foram: Grupo Controle; Grupo L – aplicação do laser de Nd:YAG; Grupo F – fluoreto; Grupo FL – fluoreto mais laser Nd:YAG; Grupo A – adesivo; Grupo AL – adesivo mais laser Nd:YAG; Grupo D – aplicação de NaOCl e Grupo DL – aplicação de NaOCl mais laser Nd:YAG. Os discos tiveram sua permeabilidade medida 24 horas após cada tratamento. Além disso foi realizado o desafio erosivo em que os discos foram imersos em Coca-Cola por cinco dias, e também foi realizado o desafio abrasivo simulando escovação e dessa maneira se realizando a medição da permeabilidade após os desafios. Os testes tiveram como resultado que com exceção dos grupos FL e A, todos os tratamentos diminuíram a permeabilidade. E uma redução significativa da permeabilidade foi vista nos tratamentos em que foi associado a utilização do laser. A associação do laser mais adesivo mostrou uma menor taxa de permeabilidade após 24 horas. E a desproteíntização com NaOCl mostrou a menor taxa de permeabilidade após os desafios erosivos e abrasivos. Sendo assim concluiu-se que tratamentos que diminuem a hipersensibilidade dentinária diminuem a permeabilidade quando associados com laser de Nd:YAG, mesmo após aos desafios erosivos e abrasivos.

Com o objetivo de avaliar a influência da remoção do colágena com NaOCl na resistência de cisalhamento da dentina em função do tempo e do tipo de adesivo, Pucci et al. (2016) realizaram um estudo longitudinal de 1 ano, em

que foram utilizados 72 molares humanos, que foram seccionados no sentido mesiodistal. Os espécimes foram divididos em 6 grupos (n=12 – 24 secções). Os protocolos realizados foram: grupo 1: UNO Dentastic; grupo 2: Prime e Bond NT; grupo 3: Single Bond; grupo 4: 10% NaOCl + UNO Dentastic; grupo 5: 10% de NaOCl + Prime e Bond NT; grupo 6: 10% de NaOCl + Single Bond. Uma restauração em Z100 foi preparado, e o teste de resistência ao cisalhamento foi realizado após 24 horas e 1 ano. Os dados foram submetidos à análise de variância de três fatores (ANOVA) e testes de Tukey. Os valores em (MPa) para 24 horas: G1: 22,45<sup>B</sup>; G2: 7,90<sup>DE</sup>; G3: 12,56<sup>CD</sup>; G4: 19,85<sup>BC</sup>; G5: 33,73<sup>A</sup>; G6: 20,77<sup>B</sup>; e para 1 ano: G1: 2,43<sup>E</sup>; G2: 2,26<sup>E</sup>; G3: 4,3<sup>DE</sup>; G4: 18,79<sup>BC</sup>; G5: 26,49<sup>AB</sup>; G6: 22,73<sup>B</sup>. E de acordo com o teste de ANOVA, o tipo de adesivo não influenciou nos resultados de resistência ao cisalhamento, enquanto que para o uso da desproteínização e o período de armazenamento obtiveram resultados estatísticos significantes. Com isso foi concluído que o protocolo de desproteínização influenciou na força de cisalhamento quando comparada ao tratamento convencional. A resistência de cisalhamento após um ano diminuiu nos grupos com tratamento de desproteínização, porém essa diminuição não foi significativa. No entanto nos grupos sem o tratamento a redução dessa resistência ao cisalhamento diminuiu mais drasticamente.

Siqueira et al. (2018) avaliaram por três anos o efeito do hipoclorito de sódio (NaOCl) sobre a superfície dentinária erodida utilizando dois protocolos adesivos. Para isso foram utilizados 48 molares humanos que foram divididos em 6 grupos de acordo com a combinação da estratégia adesiva (condicionamento total e autocondicionante) e a superfície da dentina (grupos controle sem erosão, erosão da superfície dentinária (ED) e erosão superfície da dentina + NaOCl 5,2% [ED + NaOCl]). Foi realizada uma restauração em suas superfícies que foram armazenadas por 24 horas e posteriormente seccionados para serem testados a tração imediato e após três anos. Junto a isso a nanoinfiltração também foi avaliada, sendo colocado os espécimes imersos em uma solução de nitrato de prata e observando-os em MEV. Em ambas as estratégias adesivas, uma redução mais acentuada e significativa nos valores de resistência de união nos grupos ED depois de três anos. Entretanto no grupo ED+NaOCl, os valores de microtração foram mantidos após três anos. Além do

mais, a aplicação de NaOCl reduziu a nanoinfiltração e manteve os valores após três anos. Quando comparamos o grupo ED com o controle temos uma remoção da *smear layer* superficial. Entretanto, no grupo ED+NaOCl existe uma completa remoção dessa *smear layer* e uma maior exposição das fibras colágenas. Com isso concluiu-se que o uso do NaOCl a longo prazo pode manter a estabilidade da dentina erodida quando formada pelos sistemas adesivos, e assim manter a resistência de união.

## 2.4 Laser

Para determinar o efeito físico do laser de Nd:YAG sobre a dentina, Dederich et al. (1984) utilizaram microscopia eletrônica de varredura para estudar esse processo. Cinco caninos superiores foram cortados no sentido vestibulo-lingual e tiveram seus canais debridados, e ao longo do canal, com espaçamentos entre eles, foram criadas áreas circulares que serviriam como locais onde se iria aplicar a laser. Os espécimes foram acondicionados em solução de Timol, e posteriormente foram lavados com NaOCl 5,25% por 1 min. Após a secagem, as áreas foram irradiadas com laser de Nd:YAG a uma distância de 2mm nos parâmetros 10 a 90 W e 0.1 a 0.9 s. Foram realizadas observação em MEV e observou-se que os efeitos foram de nenhuma mudança relacionada a *smear layer* a até uma efetiva fusão e recristalização da dentina de forma não porosa e contínua, dependendo dos fatores de potência e duração da exposição a irradiação. Com essa recristalização de dentina e o fechamento dos poros pode ser demonstrada uma diminuição da permeabilidade.

Liu et al. (1997) utilizando microscopia eletrônica de varredura, avaliou a profundidade do selamento dos túbulos dentinários utilizando laser de Nd:YAG. Para isso utilizou 9 molares humanos intactos, dos mesmos foram preparadas fatias que cada e cada uma foi dividida em 4 partes, obtendo-se no fim 36 espécimes. Os mesmos foram divididos aleatoriamente em 3 grupos (n=12), sendo: grupo A e B que tiveram sua superfície irradiado com o laser de Nd:YAG (30 mJ; 10 pulsos/s) paralelo aos túbulos dentinários e perpendicular à

superfície, o grupo C não foi irradiado servindo com controle. O grupo B foi congelado em nitrogênio líquido e fatiado. Com os resultados da microscopia foi observado no grupo C (controle) o orifício dos túbulos exposto, quase sem nenhuma *smear layer*. As superfícies irradiadas se apresentaram com um derretimento da dentina e um fechamento dos túbulos dentinário expostos sem nenhuma quebra da dentina. A profundidade do selamento da dentina foi no centro de 4µm no centro e 3 µm nas margens. Os autores concluíram que o tratamento de hipersensibilidade com o laser de Nd:YAG quase encaixa nos critérios ideais para ser um agente dessensibilizantes.

Com o intuito de investigar os efeitos do laser de Nd:YLF, condicionamento ácido e hipermineralização na resistência ao cisalhamento nos sistemas adesivos, Gonçalves et al. (1999) realizaram um estudo em que utilizou 60 dentes bovinos, que tiveram sua dentina exposta, metade dessas dentes ficaram em um grupo controle, em que os mesmos foram acondicionados em água destilada a 4 °C até os procedimentos de adesão, em um grupo hipermineralizado, que foram acondicionados em solução de hipermineralização por 14 dias. Os grupos foram divididos em 3 subgrupos segundo os tratamentos de adesão que se iriam realizar, sendo M – tratamento da dentina segundo as informações do fabricante; AL – mesmo tratamento do grupo M, porém antes da fotopolimerização foram irradiados com laser de ND:YLF (10 pulsos de 250 mJ por pulso); LA – receberam irradiação com o laser ND:YLF e posteriormente o tratamento adesivo igual ao grupo M. Posterior a esse passo, foi confeccionado uma restauração de resina composta (Z100-3M). O teste de cisalhamento foi realizado posteriormente. Os resultados obtidos mostraram que os pré-tratamentos obtiveram resultados significativos, e que o grupo em que se realizou a irradiação depois do tratamento da dentina teve uma maior resistência ao cisalhamento. Com isso o estudo mostrou que a irradiação com laser depois da aplicação do sistema adesivo se torna eficiente para aumentar a resistência de união a dentina, sendo um novo substrato promissor a adesão dentinária.

Matos et al. (1999a) avaliaram em seu estudo a resistência de união a dentina tratada com laser de Nd:YAG antes e depois dos procedimentos adesivos. Para isso utilizou 30 dentes humano anteriores. A superfície vestibular foi lixada até a exposição da dentina. Os espécimes foram separados em três

grupos conforme o tratamento que receberam: Grupo 1 – controle (condicionamento ácido + primer + adesivo); Grupo 2 – irradiação com laser Nd:YAG + condicionamento ácido+ primer+ adesivo; Grupo 3 – condicionamento ácido + primer + adesivo + irradiação com laser. Foram confeccionadas restaurações de resina composta com formato de tronco de cone. Ao teste de ANOVA determinou que o tipo de tratamento influenciou na resistência de união. No teste de Tukey os grupos 1 e 3 se mostraram valores similares e ambos maiores que o grupo 2. Conclui-se que o tipo de tratamento influencia na resistência de união especificamente quanto ao uso do laser de Nd:YAG e sua ordem de aplicação.

Com o objetivo de avaliar a resistência de união do material restaurador ao esmalte e dentina, tratado com laser antes e depois dos procedimentos adesivos em adesivos auto-condicionantes, Matos et al. (2000) utilizaram 48 dentes para realizar esse estudo, os dentes foram separados em 6 grupos: grupo 1 - Clearfil Liner Bond 2V (CLB 2V); grupo 2 - (esmalte), Nd: YAG + CLB 2V; grupo 3 - (esmalte), CLB 2V + Nd: YAG; grupo 4 - (controle da dentina), CLB 2V; grupo 5 - (dentina), Nd: YAG + CLB 2V; grupo 6 - (dentina), CLB 2V + Nd: YAG. O teste de resistência de união foi realizado e obteve-se os resultados que as médias do esmalte (15,54) foram menores que as dentinárias (20,38). A resistência de união do laser antes (15,73) foi menor que a do laser após (20,65). A interação dos resultados dos grupos G1xG3, G2xG3, G4xG1, G2xG5 foram estatisticamente significantes. Concluindo que a resistência de união conseguidas pelos sistemas auto-condicionantes são maiores na dentina que no esmalte. E o melhor momento da aplicação do laser de Nd:YAG é após a aplicação do sistema adesivo. E o sistema adesivo utilizado no estudo pode ser utilizado em conjunto com o laser de Nd:YAG sem comprometer a união a dentina.

Com o objetivo de avaliar a eficácia do laser de Nd:YAG com pulso de 1064 nm sobre o selamento dos túbulos dentinário *in vitro*, e com suas mudanças morfológicas resultantes utilizar parâmetros clínicos aplicáveis ao tratamento da hipersensibilidade dentinária, de Magalhães et al. (2004) desenvolveram um estudo em que utilizou 20 molares humanos frescos. Em um mesmo dente foram expostas 3 áreas de dentina com aproximadamente 4 mm<sup>2</sup>,

sendo grupos dois (A e B irradiados) na superfície vestibular e grupo C controle na superfície lingual. Os dentes foram divididos no sentido mesio distal, para que fosse possível a mensuração da espessura remanescente da dentina. Os espécimes com dentina remanescente de 1 a 1,5 mm de dentina foram selecionados. Os parâmetros de irradiação foram para o grupo A – 30 mJ (3W), grupo B – 40 mJ (40W) com frequência de 7 Hz por 43 segundos para ambos os grupos. Foi realizado o MEV em sua superfície para se observar o efeito do laser na superfície dentinária, e também foi realizado a criofatura para observar a profundidade da penetração do laser. Obteve-se como resultados que a profundidade de penetração do laser foi entre 1 a 7  $\mu\text{m}$  dependendo do parâmetro utilizado. E o estudo concluiu que a utilização do é efetivo para ser utilizar como tratamento para a sensibilidade dentinária.

Lan et al. (2004) avaliaram as mudanças morfológicas ocorridas na dentina com sensibilidade antes e depois da aplicação do laser de Nd:YAG. Para isso foram selecionados 30 pacientes dentre homens e mulher que relataram sensibilidade por no mínimo 6 meses. Os mesmos tiveram as áreas com sensibilidades moldadas após o protocolo de raspagem e profilaxia com pedras pomes. Foi realizada a irradiação da área sensível com o laser de Nd:YAG nos parâmetros de 30 mJ com 10 pulsos por segundo, com uma duração de 2 minutos da aplicação. Ao final foi novamente realizado a moldagem da superfície. A moldagem foi observada em microscopia eletrônica de varredura. Foi-se observada que na dentina com sensibilidade a presença de picos protrusivos, esses picos foram interpretados como os poros abertos da dentina, enquanto que na irradiada com foi observada uma dentina homogênea. Com esses resultados foi indicado que o laser de Nd:YAG com o parâmetro de 30mJ, 10 pulsos por segundos por 2 minutos pode ser utilizado para selar os túbulos dentinário expostos.

No estudo de Franke et al. (2006) teve-se como objetivo avaliar a força de adesão a dentina quando a mesma é irradiada com a laser de ND:YAG posterior a polimerização. Para o estudo foram utilizados 12 dentes molares humanos. Foi realizada uma secção transversal e abrasionada para a remoção de todo esmalte oclusal. Para padronizar a *smear layer* os dentes foram abrasionados com uma sequência de lixas de 220, 360 e 600 de granulação.

Para o procedimento adesivo as superfícies foram condicionadas com ácido fosfórico 35% (3M Dental Products, St Paul, MN, USA). Após a lavagem da dentina foi aplicado duas camadas de adesivo de frasco único (Single Bond/3M Dental Products, St Paul, MN, USA), seguido de leve jato de ar por 5 segundos. Antes da fotopolimerização metade da superfície foi irradiada com diferentes densidades de energia do laser (0, 5, 10 e 50 J/cm<sup>2</sup>), e a outra metade não foi irradiada. Os dentes foram separados em três grupos de acordo com a intensidade de energia que foi depositada e a metade não irradiada foi usada como controle, formando o quarto grupo. No artigo foi concluído que a aplicação de laser antecedendo a polimerização é favorável para o aumento da força de adesão, dependendo do total da densidade de energia irradiada. De acordo com os resultados obtidos, baixas densidades de energia (5 J/cm<sup>2</sup>) induzem ao aquecimento da dentina (abaixo do ponto de fusão), permitindo uma melhor penetração do adesivo, o que resulta em uma maior força de adesão. Por outro lado, se a energia aplicada for muito elevada (50 J/cm<sup>2</sup>), a força de adesão é reduzida.

Com o intuito de analisar a superfície dentinária que foi exposta a bebidas ácidas, então tratadas com laser de Nd:YAG e depois expostas novamente a bebidas ácidas, Naylor et al. (2006) prepararam 17 molares humanos recém extraídos e com eles resultou em 68 espécimes totais. Os espécimes foram divididos em 5 grupos da seguinte maneira: G1, controle (n = 4); G2, imersão de 3 h (n = 16); G3, imersão de 3 horas + Nd: YAG; G4, imersão 3 h + Nd: YAG + imersão 3 h; e G5, 3 horas de imersão + Nd: YAG + 6 horas de imersão. Cada grupo foi dividido em quatro subgrupos, com diferentes bebidas ácidas: limão (n = 4); maracujá (n = 4); cola (n = 4); e vinho (n = 4). A irradiação com o Nd: YAG estava em modo de contato, focado e perpendicular através de uma fibra de quartzo de 300 µm de diâmetro nos movimentos de varredura por 60 segundos com um intervalo de 10 segundos e os parâmetros 0,6 W, 10 Hz, 60 mJ e 85 mJ / cm<sup>2</sup>. Cada subgrupo foi examinado por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Todas as bebidas ácidas contribuíram para a exposição e aumento do diâmetro dos túbulos dentinários. Foi concluído que laser Nd: YAG produz um tratamento clínico eficaz e simples para a obliteração dos túbulos dentinários. Além disso, a persistência de uma dieta com bebida ácida, mesmo

que seja mais intensa e por períodos prolongados, não prejudica o tratamento recomendado.

Com o objetivo de compreender as alterações químicas ocorridas no esmalte e dentina com a aplicação do laser de Nd:YAG, Antunes et al. (2006) realizaram um estudo em que se utilizando molares humanos, tiveram sua dentina e esmalte expostos ao laser Nd: YAG pulsado a nanossegundos com densidades de energia de 20-40 J / cm<sup>2</sup> e largura de pulso de 6 ns induzindo alterações químicas nesses tecidos. A análise infravermelho do esmalte dentário humano e dentina foi realizada usando o método KBr (2mg amostra / 300mg KBr). Foi realizada uma correlação entre os espectros não irradiados e irradiados que dá uma indicação das mudanças nos compostos orgânicos e inorgânicos após a interação laser-tecido. Espectros de dentes mostram simultaneamente as partes inorgânicas e orgânicas do tecido. As bandas principais: bandas amidicas A, I, II e III da matriz de colágeno, fosfato do conteúdo mineral e bandas carbonáticas foram identificadas. A área normalizada de pico versus posição de pico foi determinada. As alterações das bandas atribuídas à matriz de colágeno foram verificadas após a irradiação com Nd:YAG. Os presentes resultados sugerem uma modificação química de compostos orgânicos e minerais por laser. Os resultados espectrais indicaram uma alteração nas bandas de absorção em relação a, essencialmente, compostos orgânicos.

Rolla et al. (2006) investigaram a influência do Nd:YAG na resistência de microtração ( $\mu$ TBS) de diferentes sistemas adesivos para a dentina humana. No estudo foram utilizados 12 terceiros molares não erupcionados que tiveram sua superfície oclusal removida de modo a expor a dentina e deixando uma área plana. Cada adesivo foi aplicado conforme as instruções do fabricante a dentina irradiada ou não irradiada com laser. Os espécimes foram divididos em 6 grupos: Grupo 1 – Single Bond (3M, St. Paul, MN); Grupo 2 - Tyrian SPE/One-Step Plus (Bisco, Schaumburg, IL); Grupo 3 - Adper Prompt L-Pop (3M/ESPE, Seefeld, Germany); Grupo 4 - Nd:YAG + Single Bond; Grupo 5 -Nd:YAG + Tyrian SPE/One Step Plus; Grupo 6 - Nd:YAG + Adper Prompt L-Pop. Um bloco de resina foi confeccionado sobre o espécime e posteriormente foram cortados palitos para a realização do teste de microtração. De acordo com o teste T- de Student, para o adesivo Single Bond não houve diferença significativa para a

superfície irradiada e não irradiada. Para os adesivos Tyrian SPE/One Step Plus e Adper Prompt L-Pop foi observada um aumento significativo no aumento da resistência de união. Com isso foi concluído que o laser influencia na resistência de união dos adesivos Tyrian SPE/One Step Plus e Adper Prompt L-Pop e não influencia na resistência de união do adesivo Single Bond.

Por meio de um ensaio clínico prospectivo randomizado e controlado, Kara e Orbak (2009) avaliaram e compararam os efeitos dessensibilizantes do laser de Nd:YAG e de verniz fluoretado, por meio da avaliação pré e pós tratamento do grau de dor, desconforto e complicações funcionais. Foram avaliados 20 pacientes da clínica de periodontia da Universidade de Ataturk, os mesmos tinham que ter sensibilidade a jato de ar em dois ou três dentes. Os pacientes foram em dois grupos, sendo um grupo que seria tratado com o verniz de flúor e o outro com a irradiação com laser de Nd:YAG (100 mJ, 20 Hz). Para a avaliação de dor foi utilizada uma escala numerada, em que os mesmos avaliaram pré e pós os tratamentos, e em várias seções. Com os resultados obtidos, notou-se que com o laser melhorias significativas de desconforto ocorrem imediatamente após a aplicação do laser e até uma semana depois. No exame de 2; 3 e 4 semanas, o desconforto no grupo fluoreto diminuiu até quase 75% a 85% dos valores basais, enquanto o efeito do laser permaneceu praticamente inalterado. Os escores da escala visual analógica para dor no exame de 4 semanas foram significativamente menores no grupo de flúor em comparação com aqueles no grupo de laser ( $p < 0,05$ ). Com isso foi concluído que a utilização do laser colabora com uma redução da hipersensibilidade imediata, trazendo ao paciente uma melhor satisfação do tratamento, e uma menor tempo.

No estudo de Al-Saud e Al-Nahedh (2012) investigou-se quantitativamente e qualitativamente e comparou o efeito do laser de Nd:YAG e diferentes agentes dessensibilizantes sobre os túbulos dentinários humanos utilizando microscopia eletrônica de varredura. Para o estudo foram utilizados 64 primeiro e segundo molares recém extraído.. As superfícies linguais ou facial (dependendo de qual era mais plana) foram aplainadas no terço cervical da coroa, retirando o esmalte e expondo a dentina superficial, foram utilizadas lixas com granulação de 240 e 320. Cada superfície foi dividida em duas áreas, uma

que serviria para a aplicação do tratamento e outra como controle. O grupo do laser (n=16) foram divididos em 4 subgrupos conforme a aplicação, sendo grupo de aplicação *step-up*, grupo dos 14 dias, grupo da aplicação de 1 minuto e grupo de aplicação de 2 minutos. 48 espécimes foram utilizados para o tratamento com dessensibilizantes sendo divididos em quatro grupos (n=12/grupo). Cada grupo foi subdividido em três subgrupos (n=4) que tiveram o grupo I – aplicação múltipla, II - aplicação única e III – teste de fratura. No estudo obteve-se como resultado de a aplicação do laser mostrou redução ou completa obliteração da luz do túbulo dentinário, devido ao tratamento alterar a estrutura dentinária o grupo de aplicação do laser por dois minutos teve estatisticamente significativa uma obliteração parcial ou total dos túbulos. Para os agentes dessensibilizantes todos produziram uma obliteração dos túbulos dentinários, entretanto o grau de precipitado, o grau de cobertura e o grau de obliteração, variou conforme o produto. O estudo concluiu que dentro do período do estudo a obliteração ou estreitamento dos túbulos foi conseguido com ambos os tratamentos.

Para avaliar se a irradiação com o laser de Nd:YAG em um dentina condicionada e não condicionada em um adesivo não polimerizada afeta a resistência de união, Castro et al. (2012) utilizando 19 molares humanos lixou a superfície oclusal deixando-as planas e com isso realizou tratamentos adesivos sobre elas. Desses dentes 18 foram utilizados e divididos em 6 grupos, sendo que do grupo 1 ao 3 os mesmos tiveram suas superfícies condicionadas com ácido fosfórico 37% e do grupo 4 ao 6 sem condicionamento. Nos grupos 1 e 4 foi aplicado o adesivo Adper Single Bond conforme as instruções do fabricante. Nos grupos 2,3,5 e 6 foi realizada a aplicação do adesivo da mesma maneira, entretanto antes da polimerização o adesivo foi irradiado com laser de Nd:YAG (0,75 W ou 1 W). Sobre os dentes foram confeccionadas restaurações em resina composta. Após 24 horas, os dentes foram seccionados e levados a máquina de microtração. O condicionamento ácido, a irradiação com laser e sua interação afetaram significativamente a ligação ( $p < 0,05$ ). No entanto, médias mais altas de  $\mu$ TBS foram encontradas na dentina irradiada não condicionada (grupos 5 e 6), mas apenas em comparação ao grupo 4, onde nem o laser nem o condicionamento foram realizados. Os grupos 4 a 6 apresentaram as menores médias de  $\mu$ TBS entre todos os grupos testados ( $p < 0,05$ ). Pode-se concluir que

a irradiação de laser da dentina através de adesivo não polimerizado não aumentou a resistência de união da resina composta à dentina condicionada. Assim, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que a irradiação com laser melhorou a ligação somente quando o Adper Single Bond foi aplicado sobre a dentina não condicionada, embora as forças de adesão obtidas com essa abordagem não fossem melhores do que as encontradas nas técnicas do fabricante.

Com o objetivo de avaliar *in vitro* a influência do laser de Nd:YAG na resistência ao cisalhamento em esmalte e dentina de um adesivo convencional de dois passos e auto-condicionante de passo único quando o laser é aplicado sobre o adesivo, Marimoto et al. (2013a) utilizaram 120 incisivos bovinos que foram lixados para se obter uma superfície plana, foram divididos primeiramente por substratos sendo 60 para esmalte e 60 para dentina. Cada substrato foi subdividido em quatro grupos (n=15) conforme o tratamento da superfície. X (Xeno III adesivo auto-condicionante, controle), XL (Xeno III + irradiação com laser Nd:YAG 140 mJ/10 Hz for 60 segundos + fotopolimerização por 10 segundos), S (condicionamento ácido + adesivo Single Bond, Control), e SL (condicionamento ácido + Single Bond + irradiação com laser Nd:YAG com 140 mJ/10 Hz for 60 segundos + fotopolimerização por 10 segundos). O Nd:YAG Laser apresentava o comprimento de onda de 1,064  $\mu\text{m}$ , fibra ótica de 320  $\mu\text{m}$  posicionada perpendicular e a distância de 1 mm da superfície, varredura por 60 s. Foram realizadas restaurações cilíndricas com 3 mm de diâmetro. Os dentes foram armazenados em água a 37,8 °C / 48 horas e submetidos a testes de cisalhamento a uma velocidade de 0,5 mm / min em uma máquina universal de ensaios. Os resultados foram analisados com análise de variância de três vias (ANOVA; substrato, adesivo e tratamento) e testes de Tukey ( $\alpha = 0,05$ ). A ANOVA revelou diferenças significativas para o substrato, sistema adesivo e tipo de tratamento: irradiado ou não-irradiado ( $p < 0,05$ ). Para a dentina, o adesivo autocondicionante Xeno III apresentou resistência ao cisalhamento significativamente maior em comparação ao adesivo de adesão total Single Bond; A irradiação com laser Nd:YAG apresentou resistência ao cisalhamento significativamente maior em comparação com o controle (não-irradiado). Com os resultados foi possível concluir que a aplicação do laser antes da polimerização

do adesivo (sobre o adesivo) aumenta significativamente a resistência de união a dentina. Enquanto para o esmalte essa diferença não é significativa.

Lopes et al. (2017) avaliaram *in vivo* diferentes protocolos de tratamento para hipersensibilidade dentinária com agentes dessensibilizantes, laser de baixa e alta potência e associações por um período de até 18 meses. Para isso foram selecionados 32 pacientes e 117 dentes. Os mesmos foram divididos em 9 grupos: G1: Dessensibilizante Gluma Desensitizer (Heraeus Kulzer), G2: laser de baixa potência com dose baixa (três pontos de irradiação na porção vestibular e um ponto apical 30mW, 10 J / cm<sup>2</sup>, 9 s por ponto com o comprimento de onda de 810 nm, com três sessões com intervalo de 72 horas), G3: laser de baixa potência com alta dose (um ponto na área cervical e um ponto apical 100 mW, 40 J / cm<sup>2</sup>, 11 s por ponto com o comprimento de onda de 810 nm em três sessões com um intervalo de 72h), G4: laser de baixa potência com baixa dose + dessensibilizante Gluma Desensitizer, G5: laser de baixa potência com alta dose + dessensibilizante Gluma, laser G6: Nd:YAG (Power Laser™ ST6, Research® em contato 1,0 W, 10 Hz e 100 mJ, ≈ 85 J / cm<sup>2</sup>, com o comprimento de onda de 1064nm), G7: laser de Nd:YAG + Dessensibilizador Gluma, G8: laser de baixa potência com baixa dosagem + laser Nd:YAG e G9 : laser de baixa potência com alta dose + Nd:YAG. O grau de sensibilidade foi medido por uma escala visual análoga (EVA) em que 0 representava sem dor e 10 a pior dor. Foi aplicado um jato de ar para se estimular o desconforto. O grau de sensibilidade foi medido durante intervalos de tempo de 5 min (após o tratamento), 12 meses e 18 meses. Considerou-se um nível de significância de  $p < 0,05$ . Com a análise estatística, foi observado que todos os tratamentos se mostraram eficazes na redução da hipersensibilidade dentinária, e os resultados foram considerados não estatisticamente diferentes daqueles aos 12 meses. Portanto, até a avaliação de 18 meses, pode-se dizer que não foram observadas diferenças estatísticas nos níveis de sensibilidade para todos os tratamentos.

### 3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar e comparar, por meio de análise *in vitro*, o efeito da associação do fosfato de cálcio, sistema adesivo e laser na permeabilidade da dentina desproteinizada. Adicionalmente foi conduzido o teste de resistência de união para a correlação dos resultados.

As hipóteses de nulidade testadas foram:

H0<sub>1</sub>– Os diferentes tratamentos na dentina desproteinizada não alteram a permeabilidade;

H0<sub>2</sub> – Os diferentes tratamentos na dentina desproteinizada não alteram a resistência de união;

H0<sub>3</sub> – Não existe correlação entre a permeabilidade e resistência de união.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Materiais

Os principais materiais que foram utilizados nesse estudo, bem como seus fabricantes e composições estão listados no Quadro 1.

Quadro 1 - Materiais, marcas comerciais, fabricantes e composições dos principais produtos que foram utilizados no estudo

<b>Material</b>	<b>Marca Comercial</b>	<b>Fabricante</b>	<b>Composição</b>
Acido fosfórico	Condac 37	FGM/Joinville, SC	Acido Fosfórico 37%
Sistema Adesivo	Single Bond Universal	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	MDP, Bis-GMA, HEMA, diuretano dimetacrilato, copolímero do ácido polialcenóico, canforoquinona, água, etanol, glicerol, dimetacrilato, nanopartículas de sílica.pH 2,7
Resina composta	Filtek-Z 350XT	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, Bis-EMA, nanosílica filler, zircônia/partículas de sílica
Laser de Nd: YAG	Pulse Master 600 IQ	American Dental Technology-EUA	Comprimento de onda de 1,064µm e fibra óptica de 320 m.
Hipoclorito de sódio (NaOCl)	Quimesp	Quimica Ltda,Guarulhos-SP	Hipoclorito de sódio 10%
Desensibilizante	TeethMate Desensitizer	Kuraray Notitake Dental Inc. Japão	Pó: Fosfato Tetra Cálcio, Fosfato di-cálcio anidro Líquido: Água, conservante.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## **4.2 Métodos**

### **4.2.1 Delineamento experimental**

#### **4.2.1.1 Variáveis respostas para análise estatística**

A análise estatística do teste de permeabilidade foi realizada por meio dos valores da redução da permeabilidade em relação aos valores máximos (P%), e os testes de microtração serão realizados com os valores de resistência de união (MPa) dos palitos de dentina considerando a média do dente.

#### **4.2.1.2 Unidades experimentais**

“Discos” de dentina humana (permeabilidade).

Palitos de resina composta do dente (microtração).

#### **4.2.1.3 Fatores em estudo para a permeabilidade e microtração a 6 tratamentos da dentina**

Dentina em 6 níveis de tratamento (permeabilidade e microtração):

A- Adesivo (Controle).

AL- Adesivo + Laser.

LA- Laser + Adesivo .

FA- Fosfato de Cálcio + Adesivo.

FAL- Fosfato de Cálcio + Adesivo + Laser.

FLA- Fosfato de Cálcio + Laser + Adesivo.

#### **4.2.1.4 Variável resposta**

Percentual de permeabilidade (permeabilidade)

Resistência de união (MPa) (microtração)

#### **4.2.1.5 Cálculo amostral**

Para esse estudo, o tamanho da amostra foi estimado por meio do programa estatístico online Sealed Envelope Ltd. Para isto, aplicou-se a função power calculation, equivalence trial com os seguintes parâmetros  $\alpha=5\%$ , poder 80%, desvio-padrão do desfecho (permeabilidade) em 15% e limite de equivalência a 15% (Benitez, 2017), chegando a um tamanho de amostra de 10 discos de dentina por grupo.

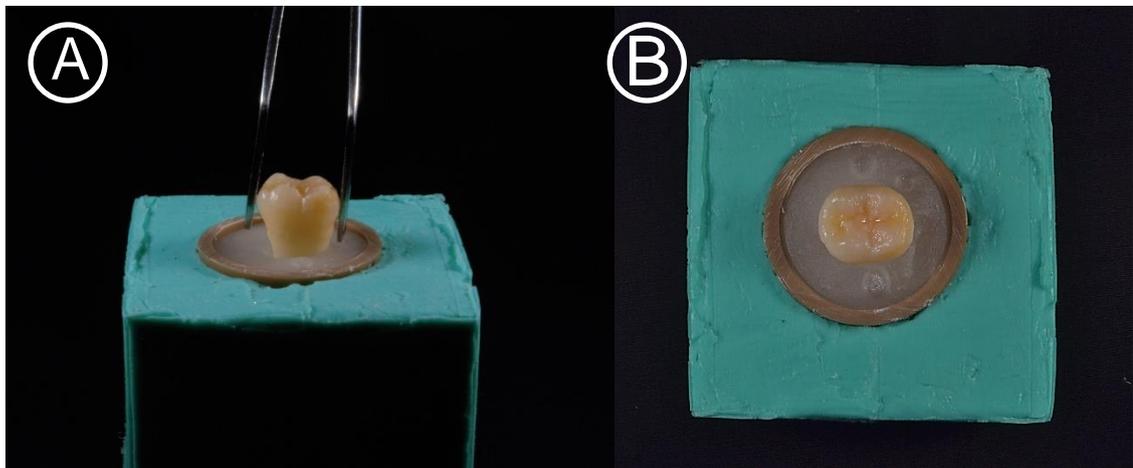
#### **4.2.2 Confeção dos corpos de prova**

Para o estudo foram utilizados sessenta terceiros molares humanos recém extraídos e íntegros. Aprovado pelo Comitê de Ética Local em Pesquisa envolvendo Seres Humanos local, com o parecer 2.494.504. Os dentes foram então armazenados congelados em água ultrapura até o momento de sua utilização, não ultrapassando o período de seis meses.

Os dentes tiveram suas raízes incluídas em resina acrílica autopolimerizável (Jet Artigos Odontológicos, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) que foi vertida em um tubo PVC, acomodado em uma matriz de silicone industrial – Rodhorsil (Clássico, São Paulo, SP, Brasil), com medidas internas de 2 cm de diâmetro e 1,5 cm de altura, permanecendo 1 mm aquém da junção

amelocementária. A superfície oclusal permaneceu paralela à base da resina acrílica (Figura 1).

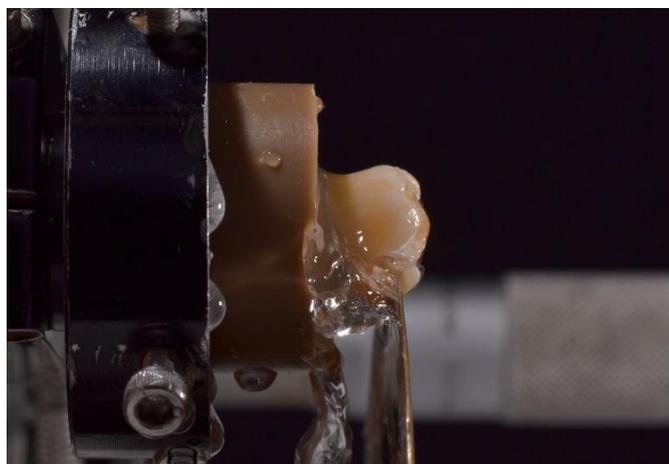
Figura 1 – Preparação do dente para confecção dos espécimes



Legenda: a) Dente sendo incluído em resina acrílica; b) Vista oclusal do dente incluído.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

Com o uso de disco de corte montado em uma cortadora de precisão (Labcut 1010, Extec Technologies Inc., Enfield, CT, EUA), sob refrigeração a água, os dentes tiveram suas superfícies oclusais removidas, expondo assim uma superfície plana de dentina oclusal (Figura 2).

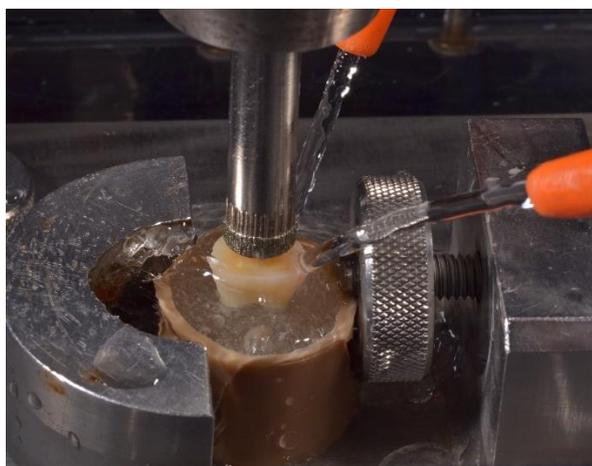
Figura 2 – Remoção do esmalte da superfície oclusal



Fonte: Elaborado pelo autor.

Em seguida, as coroas dentais embutidas e com a superfície de dentina exposta foram posicionadas em uma base que permitiu o corte de amostras cilíndricas de dentina, em Máquina para Corte de Amostras Circulares (Micro Mill – Washington, EUA) (Figura 3). Para isso foi utilizada broca trefina de 6mm de diâmetro revestida por diamante sob irrigação constante de água (Figura 3). Após o término do corte os dentes foram levados novamente a cortadora de precisão para um segundo corte (a 3mm de distância do primeiro corte) para secção total da porção radicular.

Figura 3 – Máquina recortadora de amostras circulares

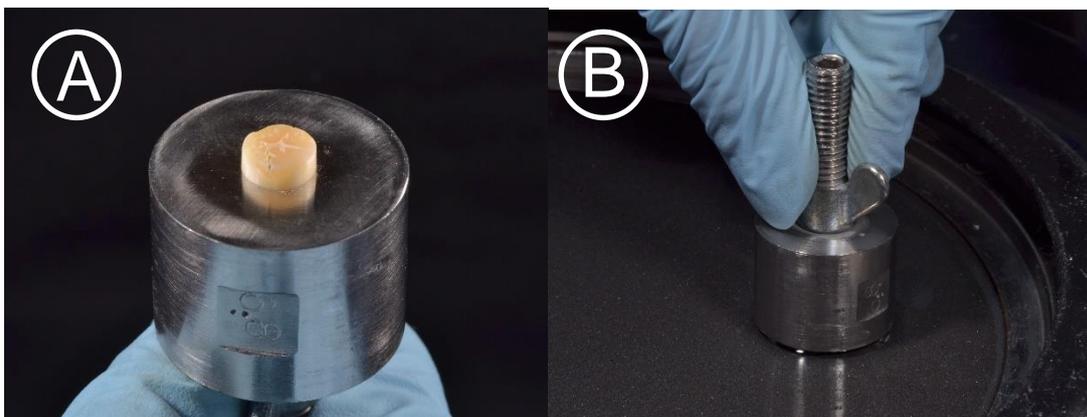


Fonte: Elaborado pelo autor.

Os cilindros foram acomodados em um dispositivo metálico apropriado com as dimensões finais da amostra e posicionados em politriz circular onde foram lixados com lixa #600 (Takamizawa et al., 2018) (Fepa-P, Exttec, Enfield, CT, EUA) a 300rpm sob refrigeração com água, com o objetivo de remover todo o excedente de esmalte, obtendo-se uma amostra de superfície plana com exatamente 1,5 mm de espessura em dentina (Figura 4). Para a confirmação de que não permaneceram amostras com trincas ou ilhas de esmalte todas foram observadas em estereomicroscópio eletrônico com aumento de 40x (steREO Discovery V20, Göttingen, Alemanha) (Figura 5). Para

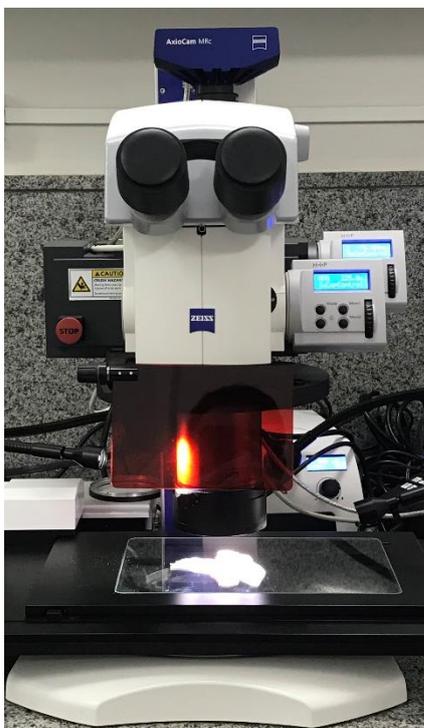
identificar o lado pulpar do espécime, um pequeno risco foi realizado sobre essa superfície utilizando uma lâmina de bisturi número 11 (Med Blade).

Figura 4 – Matriz metálica com espessura do disco de dentina padronizada



Legenda: a) Disco de dentina acomodado na matriz metálica com espessura de 1,5 mm; b) Disco de dentina sendo lixada na politriz para a remoção do esmalte remanescente.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5 – Estéreo microscópio



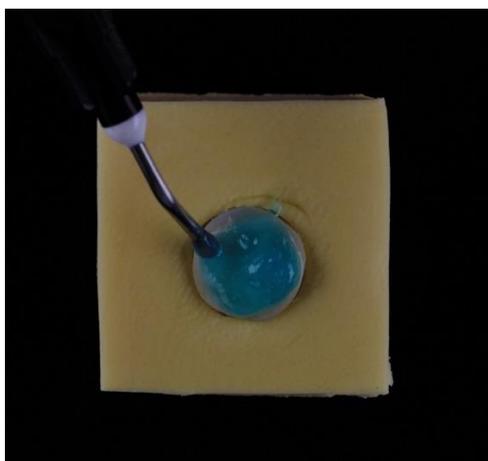
Fonte: Elaborada pelo autor.

### 4.2.3 Mensuração das permeabilidades

#### 4.2.3.1 Mensuração da permeabilidade inicial

Para permitir a mensuração inicial da permeabilidade nas amostras, a *smear layer* formada do lado pulpar das amostras foi removida utilizando ácido fosfórico 37% por 15 segundos (Kolker et al., 2002) (Figura 6).

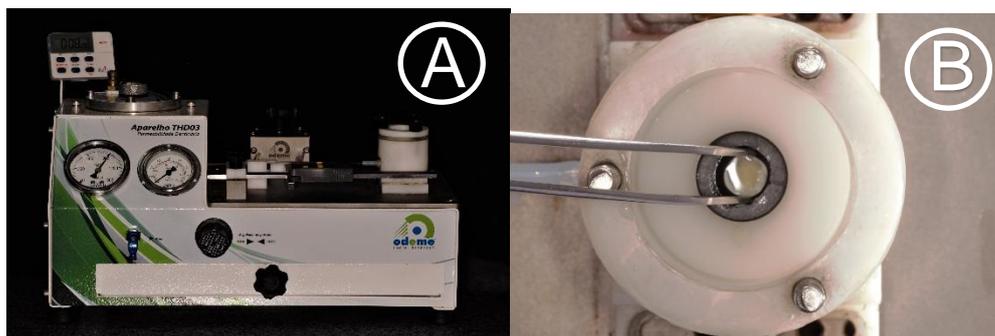
Figura 6 – Remoção da *smear layer* do lado pulpar



Fonte: Elaborado pelo autor.

A permeabilidade foi mensurada utilizando o modelo de câmara dividida (split chamber) através do aparelho THD-02c (Odeme Equipamentos Médicos e Odontológicos Ltda, Joaçaba, SC, Brasil) (Figura 7). O disco de dentina foi colocado na câmara de perfusão, exatamente na mesma posição, entre dois anéis de borracha do tipo *O'Ring*, os quais tem o intuito de proporcionar uma adequada vedação e uma área padronizada de 0,075 cm<sup>2</sup> quando exposta a pressão de 10 psi do lado pulpar (Kolker et al., 2002; Santiago et al., 2006; Thanatvarakorn et al., 2013a) (Figura 7b).

Figura 7 – Mensuração da permeabilidade dentinária



Legenda: a) Aparelho para mensuração da permeabilidade; b) Disco de dentina sobre o anel de borraca *O'ring*.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Ao se montar o conjunto, na parte inferior da câmara de perfusão foi colocado um *O'ring*, por essa região saiu a água ultrapura (Thanatvarakorn et al., 2013a) pressurizada que ficou em contato com a lado pulpar da amostra. Na parte superior da amostra foi posicionada um *O'ring*, essa região representa a superfície oclusal do dente ficando em contato com o ambiente em pressão atmosférica (1 atm). Após a saída do reservatório a água passou através de um tubo capilar, seguindo até a câmara de perfusão. Com o preenchimento de todo o sistema com a água ultrapura (Camps et al., 1997), uma pequena bolha de ar foi inserida através de uma seringa micrométrica penetrando no interior do capilar (Figura 7). A mensuração da taxa de movimento do fluído na dentina foi feita seguindo o deslocamento linear da bolha de ar dentro de um tubo capilar, através do qual passa a água, com o uso de um paquímetro digital com resolução de 0,01 mm (Figura 7) (Kolker et al., 2002; Pashley, Galloway, 1985; Santiago et al., 2006).

A constante de proporcionalidade (CP) foi calculada pela passagem dos fluídos pela dentina, inicialmente foi calculada do movimento linear da bolha dentro do tubo capilar, em relação ao volume de água deslocada. Como o capilar tem o diâmetro do calibre interno (DC) constante, dividindo-se o volume interno de todo capilar (VI) em  $\mu\text{L}$  pelo seu comprimento (CO) em mm, obteve-se uma constate de proporcionalidade (CP) (Santiago et al., 2006).

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

O volume interno do capilar tem um volume interno de 50  $\mu\text{l}$  e 101 mm de comprimento total, o valor da constante de proporcionalidade será:

$$\mathbf{CP = 50/101 = 0,495}$$

A taxa de filtração (Q), medida em  $\mu\text{L}\cdot\text{min}$ , foi o volume da solução que passou através dos túbulos dentinários, com pressão conhecida e constante, e 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 minutos (Greenhill, Pashley, 1981).

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

Cada leitura utilizado teve um tempo de filtração de 2 minutos. Três leituras foram realizadas em sequência em cada disco, obtendo-se três valores de deslocamento linear (DL), dos quais foi obtida uma média que foi utilizada para o cálculo da taxa de filtração (Q) (Greenhill, Pashley, 1981; 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; Thanatvarakorn et al., 2013a) onde:

$$\mathbf{L_p = Q / AS(P_1 - P_2)}$$

$L_p$ = 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  $\text{cm}^2$ ,  $P_1$  = pressão hidrostática da solução dentro da câmara em  $\text{cm H}_2\text{O}$  e  $P_2$  = 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, quanto a condutância hidráulica em 3 momentos: 1- com a presença de *smear layer* na parte oclusal (Permeabilidade

mínima); 2- Após a aplicação de ácido cítrico 0,3% por 30 segundos para obter a Permeabilidade Máxima (Naylor et al., 2006; Scaramucci et al., 2013); 3- Após a realização dos tratamentos.

#### **4.2.3.2 Mensuração da permeabilidade máxima**

Para se obter a abertura máxima dos túbulos dentinários, os discos foram imersos em ácido cítrico 0,3% (pH 3,8), pelo período de 30 segundos em ultrassom (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil) (Naylor et al., 2006; Scaramucci et al., 2013), esse procedimento simula a dentina com túbulos abertos em áreas hipersensíveis (Figura 8).

Após o condicionamento e a abertura dos túbulos da superfície externa, a leitura da permeabilidade dentinária foi realizada em cada amostra através do aparelho de permeabilidade, conforme descrito anteriormente. Foi obtido então o valor da condutância hidráulica máxima de cada amostra ( $L_{pmax}$ ), representando a abertura total dos túbulos dentinários. Após a leitura, as amostras foram imersas novamente na água ultra pura (MEGApurity, Water Purification System, Billerica, EUA) e lavados em ultrassom por 10 minutos (Ultrasonic Cleaner 1440D, Odontobrás Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil).

Figura 8 – Imersão do espécime em ácido cítrico 0,3% para abertura dos túbulos dentinários



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.3.3 Mensuração da permeabilidade após cada tratamento

Após os respectivos tratamentos, cada amostra teve sua permeabilidade calculada proporcionalmente como um percentual em relação à condutância hidráulica máxima, que foi obtida após a abertura dos túbulos, a qual foi considerada uma permeabilidade de 100% (Kolker et al., 2002; Lavender et al., 2010; Pereira et al., 2005; Santiago et al., 2006). Aplicando-se a seguinte fórmula:

$$P\% = (L_p \times 100) / L_{p\max}$$

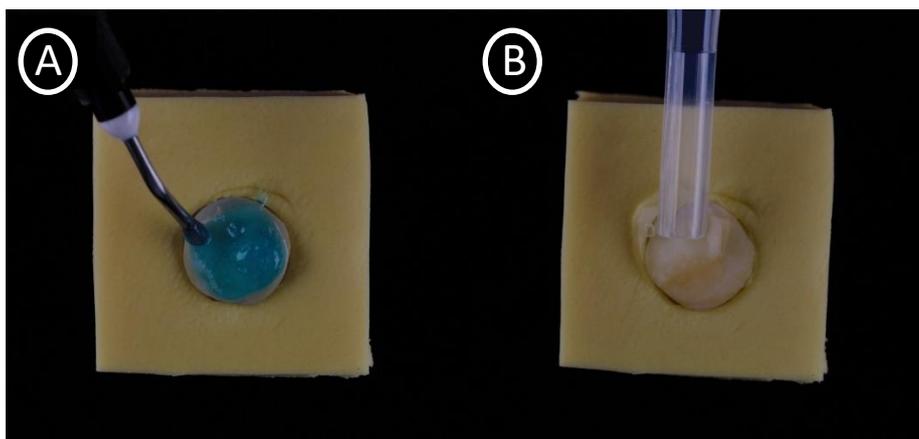
P% = Percentual de permeabilidade em relação ao valor máximo;  $L_p$  = Condutância hidráulica em cada momento;  $L_{p\max}$  = condutância hidráulica máxima com os túbulos abertos.

Com o valor p% calculado de cada amostra, foram realizados os testes estatísticos.

#### 4.2.4 Desproteinização da dentina

Todas as amostras tiveram sua superfície oclusal submetidas a desproteinização. O procedimento foi realizado através da aplicação de ácido fosfórico 37% (Condac 37 - FGM) durante 15 segundos para a exposição das fibras colágenas (Fusayama et al., 1979), lavagem com água deionizada seguida de secagem com papel absorvente, aplicação de Hipoclorito de Sódio a 10% (Quimesp) durante 60 segundos (Dayem 2010; Wakabayashi et al., 1994), seguido de novas lavagem e secagem da dentina como descritos anteriormente (Figura 9).

Figura 9 – Desproteinização da superfície



Legenda: a) Aplicação de ácido fosfórico 37% por 15 segundos; b) Hipoclorito de Sódio na superfície oclusal da amostra por 60 segundos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.5 Divisão dos grupos experimentais segundo os tratamentos

Após a mensuração da permeabilidade inicial as amostras foram divididas em 6 grupos (n=10), sendo 3 sem a aplicação do fosfato de cálcio e 3 com a aplicação do fosfato de cálcio (Figura 10).

**Grupo Adesivo (A)** - O adesivo Single Bond Universal (3M-ESPE, pH 2,7) foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente foi aplicado um jato de ar, em seguida foi realizada a polimerização por 20 segundos com o aparelho fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) perpendicularmente a superfície da amostra.

**Grupo LA** - Nesse grupo foi aplicado o protocolo de irradiação do laser de Nd:YAG e na sequência a aplicação do sistema adesivo Single Bond Universal (3M-ESPE) que foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente aplicado um jato de ar. Finalizou-se com a polimerização do adesivo feita pelo aparelho Fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) por 20 segundos, perpendicularmente a superfície da amostra.

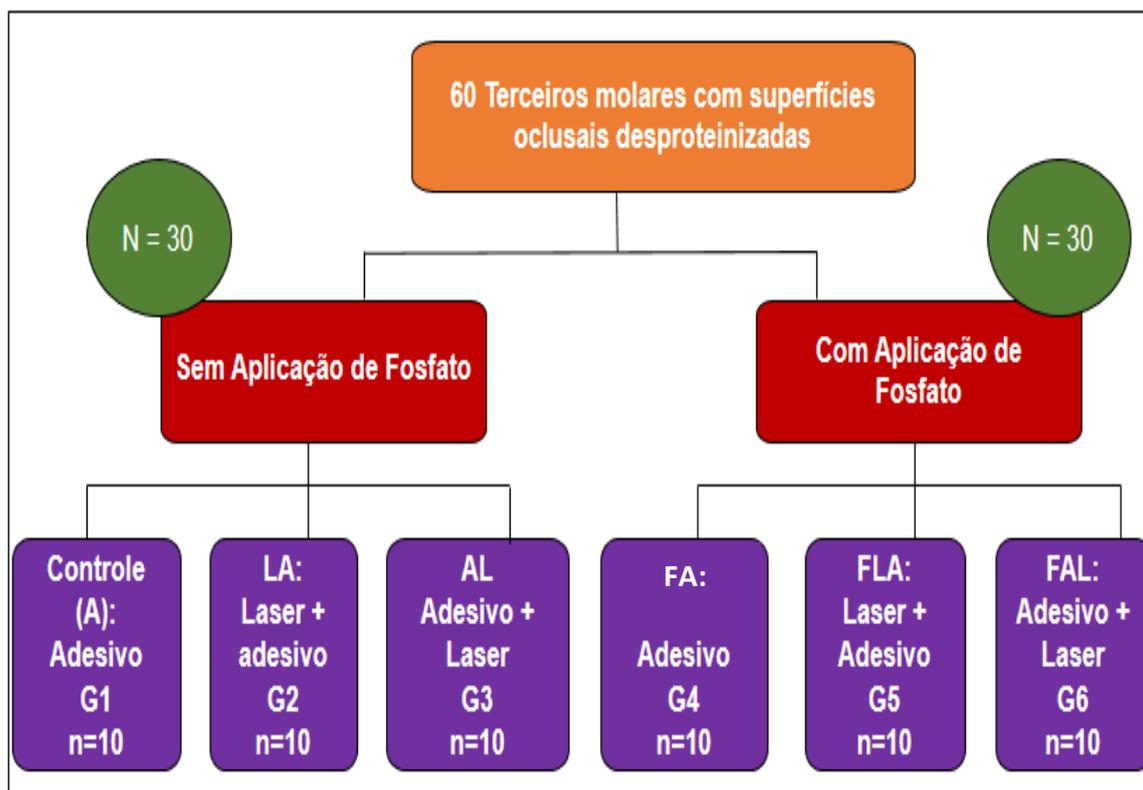
**Grupo AL** - O adesivo Single Bond Universal (3M-ESPE) foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente aplicado um jato de ar, na sequência foi utilizado o protocolo de aplicação do laser de Nd:YAG. E foi finalizado com a polimerização do adesivo feita pelo aparelho Fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) por 20 segundos, perpendicularmente a superfície da amostra.

**Grupo Adesivo (FA):** - Foi realizada a aplicação do fosfato de cálcio (TeethMate Desensitizer) ativamente sobre a dentina durante 30 segundos, e lavagem com jato de água e secagem com papel absorvente. O sistema adesivo Single Bond Universal foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente aplicado um jato de ar. Para finalizar o adesivo foi polimerizado utilizando o aparelho Fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) por 20 segundos, perpendicularmente a superfície da amostra.

**Grupo FLA-** Foi realizada a aplicação do fosfato de cálcio (TeethMate Desensitizer) ativamente sobre a dentina durante 30 segundos, e lavagem com jato de água e secagem com papel absorvente. Nesse grupo foi aplicado o protocolo de irradiação do laser de Nd:YAG e na sequência a aplicação do sistema adesivo Single Bond Universal (3M-ESPE) que foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente aplicado um jato de ar. Foi finalizado com a polimerização do adesivo feita pelo aparelho Fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) por 20 segundos, perpendicularmente a superfície da amostra.

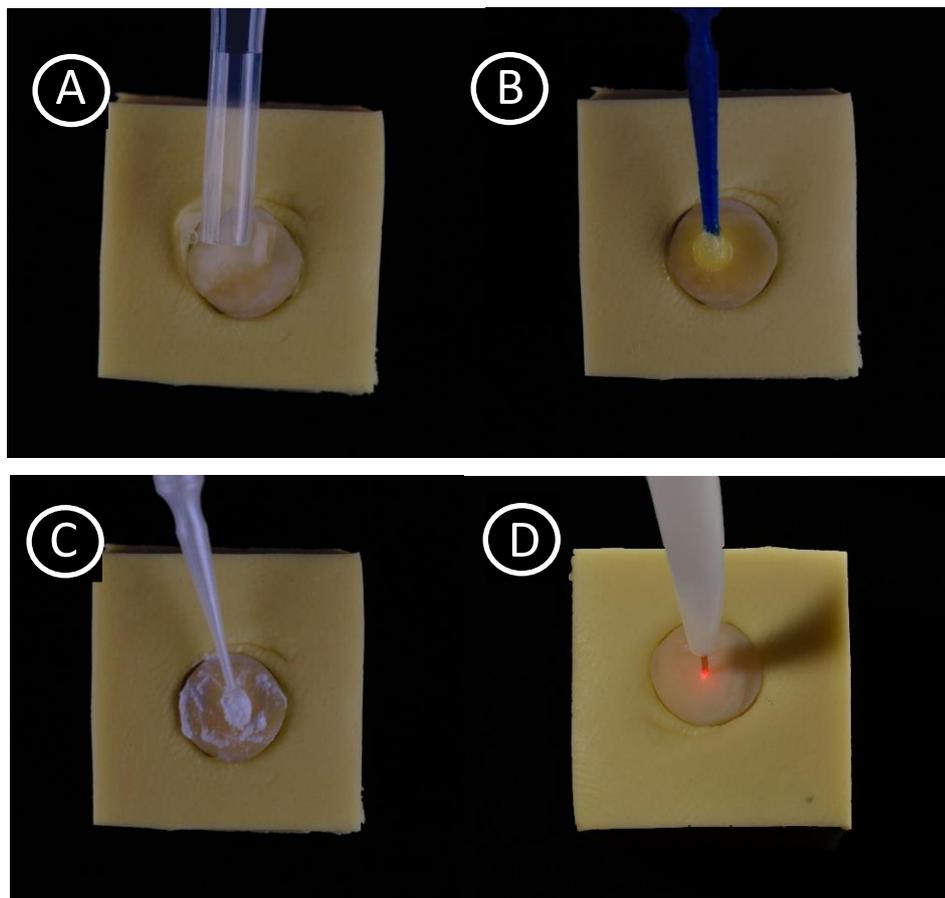
**Grupo FAL-** Foi realizada a aplicação do fosfato de cálcio (TeethMate Desensitizer) ativamente sobre a dentina durante 30 segundos, e lavagem com jato de água e secagem com papel absorvente. O adesivo Single Bond Universal (3M-ESPE) foi aplicado ativamente em duas camadas durante 20 segundos e posteriormente aplicado um jato de ar, na sequência foi utilizado o protocolo de aplicação do laser de Nd:YAG. E foi finalizado com a polimerização do adesivo feita pelo aparelho Fotopolimerizador LED (Radii cal – SDI) por 20 segundos, perpendicularmente a superfície da amostra.

Figura 10 – Delineamento experimental



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 – Tratamentos de superfície



Legenda: a) Desproteinização; b) Aplicação do adesivo; c) Aplicação do dessensibilizante a base de fosfato de cálcio; d) Aplicação do Laser de Nd:YAG.

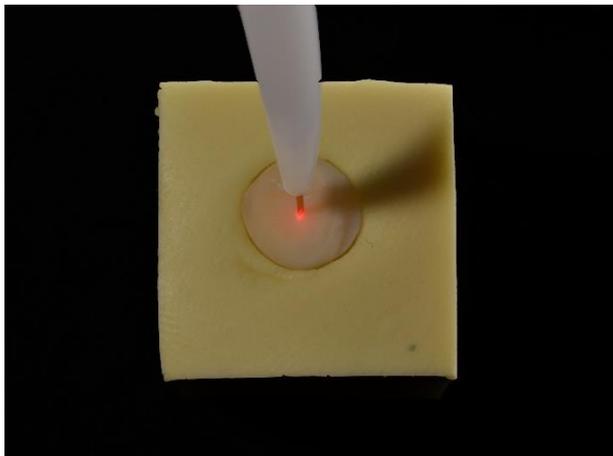
Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.6 Características do laser e da técnica de irradiação

O aparelho de laser Nd:YAG (Nd:YAG Pulse Master 600 IQ Laser, American Dental Technologies, Corpus Christi, Texas, EUA) utilizado tem como características comprimento de onda de emissão de 1,096  $\mu\text{m}$ , 60 mJ de energia por pulso de 10 Hz. O laser de Nd:YAG foi focado a 1 mm de distância e perpendicular à superfície dentária; (não contato) (Marimoto et al., 2013; Matos et al., 2000, 1999; Ribeiro et al., 2013), varrendo-se uma área média de 6 mm de diâmetro por 60 s. No experimento, foi utilizada a fibra ótica de quartzo com diâmetro de 320  $\mu\text{m}$ , original do aparelho, e a largura do pulso de 0,1 ms. A etapa

de irradiação do laser foi realizada por um único operador para que se obtivesse uma maior padronização da aplicação (Figura 12).

Figura 12 – Aplicação do laser de Nd:YAG sobre a superfície oclusal



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.7 Cálculo da densidade de energia

A energia fisicamente pode ser expressada pela quantidade de luz, que no caso da laserterapia, é depositada sobre o tecido. Ela é expressa multiplicando a pela potência do aparelho (W) pelo tempo em que o tecido é exposto (s), sendo como resultado a unidade representada em Joules (J) (Almeida-Lopes, Massini, 2002). A densidade de energia, fluência ou dose de energia é o parâmetro mais importante para discutir os resultados obtidos. Pelo fato que essa é a grandeza é o que define como o tecido irá responder a irradiação feita pelo laser (Ribeiro et al., 2013).

A densidade de energia (DE) é taxa de energia por unidade de área aplicada no tecido irradiado, expressa em J/cm<sup>2</sup> (Almeida-Lopes, Massini, 2002). No substrato dentinário, serão utilizados os seguintes parâmetros: 60 mJ de energia por pulso e 10 Hz (ou 10 pps) de frequência (Naylor et al., 2006; Schaller et al., 1997). A fibra ótica de quartzo utilizada possui diâmetro de 320

$\mu\text{m}$ . Para cálculo da área de secção transversal da fibra ótica do *Laser*, utilizou-se a equação:

$$A = \pi \cdot r^2$$

Onde  $A$  é a área de secção transversal,  $\pi$  é a constante matemática 3,1415 e  $r$  é o raio da fibra ótica 0,016 (expressa em cm). A área calculada da secção transversal para cada pulso foi 0,00080384  $\text{cm}^2$ .

Para cálculo da DE (densidade de energia) na dentina, se utilizará a equação:

$$DE = E / A$$

Onde DE é a densidade de energia,  $E$  é a energia irradiada 0,06 (expressa em J) e  $A$  é a área da secção transversal da fibra ótica 0,00080384 (expressa em  $\text{cm}^2$ ). A DE a ser utilizada para a dentina será de 74,64  $\text{J}/\text{cm}^2$  (Figura 13).

Figura 13 - Parâmetros adotados na aplicação



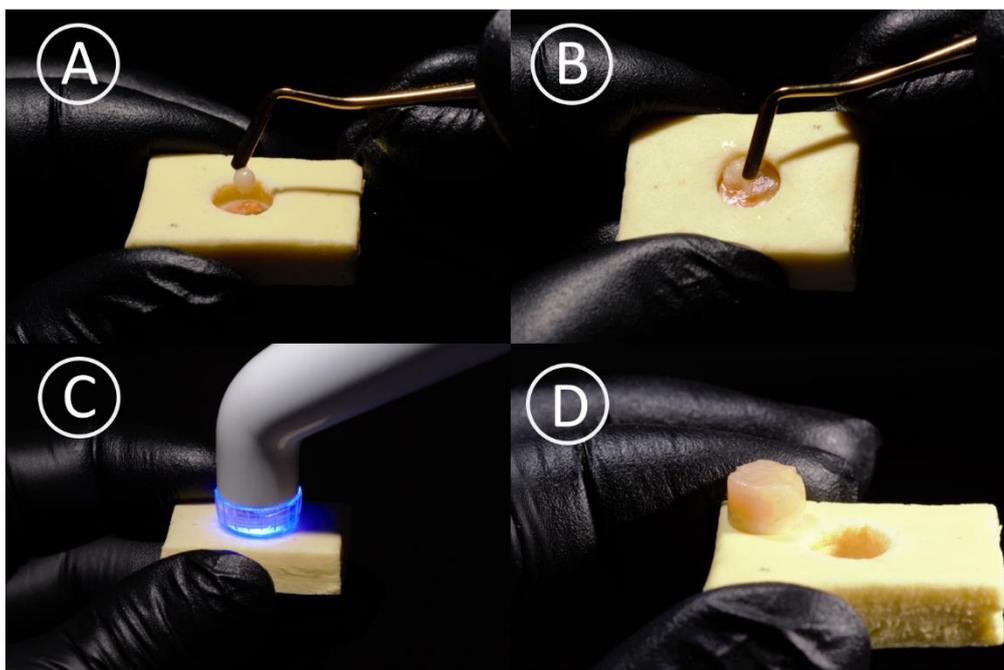
Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.8 Técnica restauradora

Para a confecção das restaurações foi utilizado uma matriz de silicone com as dimensões de 4,5 mm de altura e 6 mm de diâmetro, os discos de dentina foram acomodadas no fundo dessa matriz, a superfície oclusal recebeu os tratamentos adesivos propostos e na sequência foram adicionados incrementos de 1,5 mm de resina composta nanoparticulada (Filtek Z 350 XT - 3M-ESPE - Cor A2) até o preenchimento total da restauração.

As restaurações foram fotoativadas por 20 s entre cada incremento, a uma distância padronizada com aparelho fotopolimerizador de LED (Radium-cal, SDI, Victoria, Austrália), emissor de luz azul, comprimento de onda variável entre 440nm a 480 nm com uma densidade de potência de 1200 mW/cm<sup>2</sup>. Finalizado o procedimento restaurador as amostras foram armazenadas em água ultrapura por 24 horas, em estufa a 37 °C (Figura 14).

Figura 14 – Confecção das restaurações



Legenda: a) Incremento de 1,5 mm sendo colocado sobre o disco a ser restaurado; b) Restauração por meio da técnica incremental; c) Fotopolimerização da restauração; d) Aspecto final da amostra.

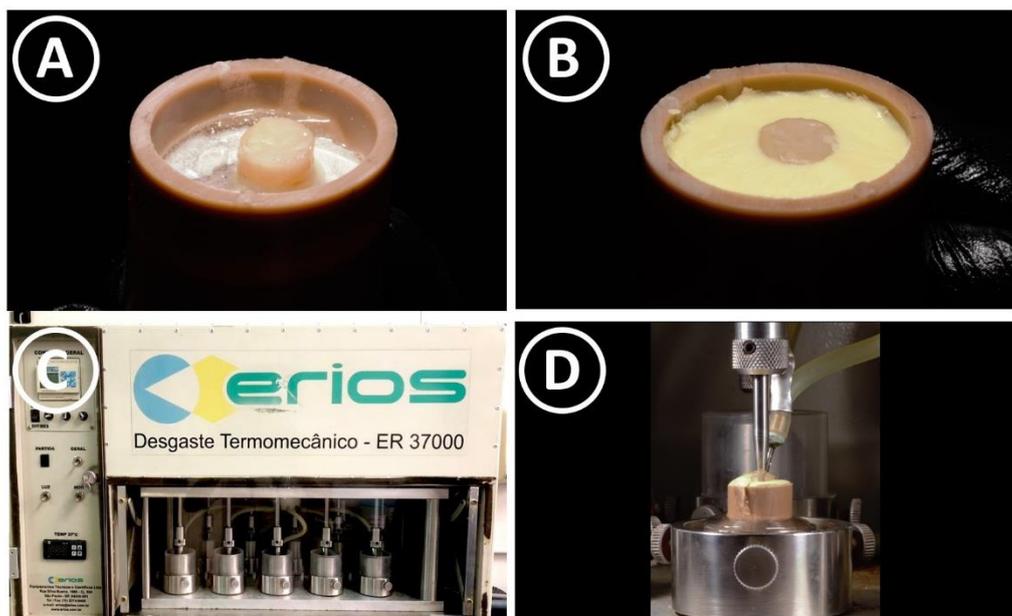
Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.9 Ciclagem termomecânica

Após 24 horas do procedimento restaurador as amostras foram levadas para a máquina de envelhecimento termomecânico (ER 37000 - ERIOS Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil), para isso as amostras foram fixadas em um tubo PVC (2,5 cm de diâmetro x 4 cm de altura) previamente preenchido com RAAQ até aproximadamente um terço de sua altura, a amostra foi fixada com cera pegajosa a base feita em RAAQ e ao redor foi preenchida com silicone de condensação de consistência pesada.

O dispositivo foi posicionado na máquina de envelhecimento termomecânico, e foram realizados 5000 ciclos térmicos (10 °C, 25 °C, 55 °C) com banhos de um minuto e 120.000 ciclos mecânicos (4 Hz, 30 N), que corresponderam a 6 meses de função intraoral (Krejci, Lutz, 1990; Perote et al., 2015; Rêgo et al., 2016) (Figura 15).

Figura 15 – Preparo e ciclagem em máquina de envelhecimento termomecânico



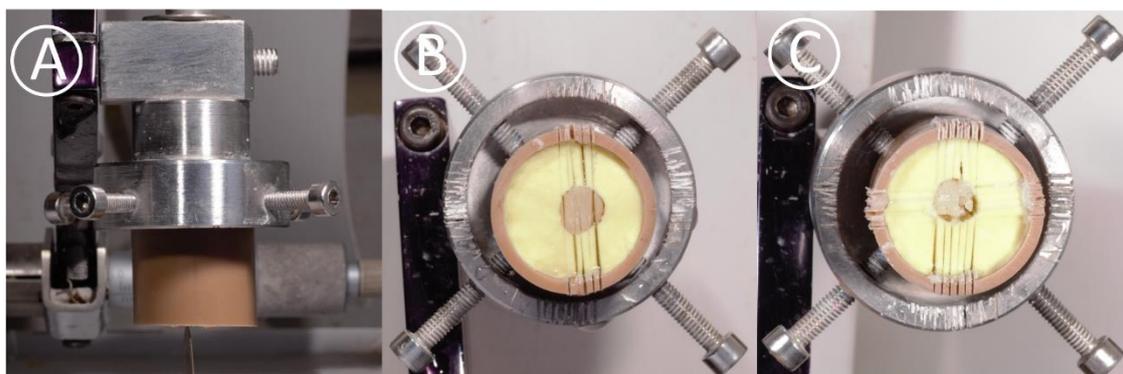
Legenda: a) Amostra fixada com cera pegajosa; b) Amostra preenchida com silicone de condensação; c) Máquina termomecânica; d) Ciclo termomecânico.

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.10 Preparo das amostras para teste de microtração

Finalizada a ciclagem termomecânica as amostras foram preparadas para o teste de microtração, para isso o dispositivo confeccionado para a ciclagem termomecânica foi posicionado em um cortadora de precisão (LabCut) e sob irrigação constante a água em que foram realizados cortes com secções de 1 mm no sentido mésiodistal e ocluso-lingual (Armstrong et al., 1998; Schreiner et al., 1998). Dessa forma foram obtidos palitos de resina composta e dentina em uma média de 10 palitos por dente, sendo considerado a média dos palitos (Figura 16).

Figura 16 – Preparo para o teste de microtração



Legenda: a) Amostra posicionada na Labcut 1010; b) Corte realizado paralelamente ao longo eixo do dente; c) Palitos obtidos após os cortes sendo observados por oclusal.

Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.2.11 Teste de resistência à microtração

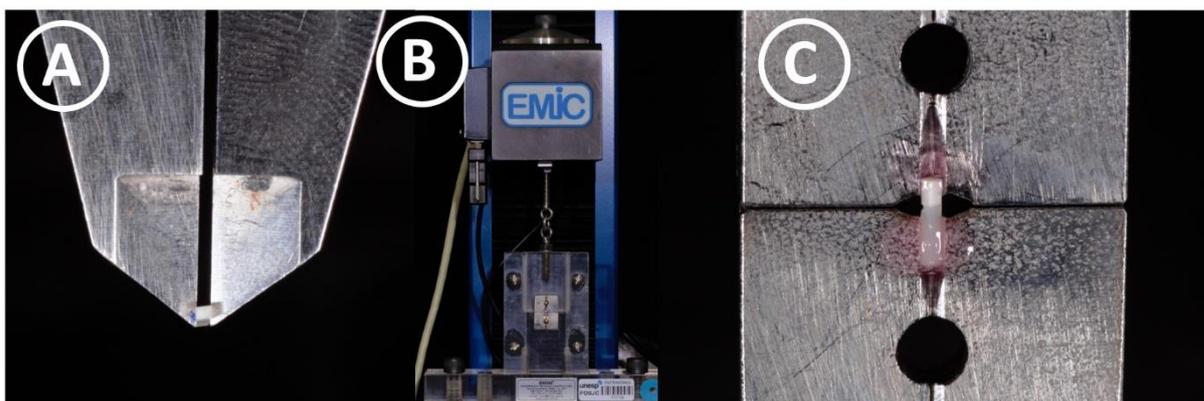
Para o teste de microtração cada palito teve suas suas secções medidas com a utilização de um paquímetro digital. Essa medida deve ser realizada pelo fato que a resistência a microtração em dado em megapascal (MPa) e é traduzida pela fórmula:

$$R_m = F/A$$

$R_m$  é a resistência à microtração;  $F$  (Kgf) é a força aplicada para o rompimento da união adesiva; e  $A$  é a área do palito em  $\text{mm}^2$ .

Na sequência os palitos foram colados individualmente com cianoacrilato em gel (Zapit, Dental Ventures of American, Corona, CA, EUA) no dispositivo de microtração metálico. Após a secagem da cola de cianoacrilato o dispositivo foi levado para a máquina de ensaios universal EMIC DL2000 (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com uma célula de carga de 10kg e a uma velocidade de 1,00 mm/min.. No momento da fratura, o teste foi automaticamente interrompido.

Figura 17 – Teste de resistência de união



Legenda: a) Mensuração da interface do palito; b) Máquina de ensaios universal e c) Palito fixado no dispositivo para mensuração da resistência de união.

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.12 Análise das fraturas

Ao final do ensaio as partes fraturadas foram analisadas quanto ao padrão de fratura em estereomicroscópio (Discovery V20, Zeiss) com um aumento de 50 x, e classificadas em: fratura adesiva, quando ocorre predominantemente (pelos menos 75%) na interface adesiva; coesiva em dentina, quando ocorre predominantemente (maior ou igual 75%) no interior da

estrutura dental; coesiva em resina, quando ocorre predominantemente (maior ou igual 75%) no interior da resina composta; e mista quando ocorre sem predominância de qualquer tipo de falha.

Para a análise estatística foram consideradas apenas as fraturas adesivas e mistas, sendo desconsideradas as fraturas coesivas em resina, coesivas em dentina e falhas pré-teste.

#### **4.2.13 Análises ilustrativas por microscopia eletrônica de varredura (MEV)**

As amostras em dentina de cada grupo com falha adesiva ou mista e resistência de união próximo à média do respectivo grupo foram selecionados para análise detalhada da fratura na dentina em MEV. As amostras foram posicionadas em 'stubs' de alumínio, cobertos com ouro/paládio (Desk II – Denton Vacuum) e examinados em microscópio eletrônico de varredura (JMS 5310 – Jeol) operando com aumento de 2000 vezes.

## 5 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

Nesse estudo foram consideradas duas variáveis em análise: (i) permeabilidade; (ii) resistência de união.

As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram os diferentes tratamentos e a aplicação do fosfato de cálcio (ausência e presença).

A variável em análise do teste de microtração foi o valor médio dos respectivos palitos, associados em cada dente, enquanto a variável em análise do teste de permeabilidade foi o valor da permeabilidade máxima antes e após os tratamentos para cada dente.

Os dados foram submetidos à análise estatística por meio dos programas computacionais MINITAB (Minitab, version 17.2.1, 2015) e PRISM (GraphPad Inc., version 6.0, 2013).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvio padrão, e a estatística inferencial consistiu nos testes (i) análise de variância (ANOVA) dois fatores (momento de aplicação (antes e depois) e grupos), efeito fixo; (ii) teste de comparação múltipla de Tukey (5%).

O teste de permeabilidade a análise estatística foi realizado por meio do percentual de redução da permeabilidade em relação aos valores máximos (P%) onde foram comparados os valores iniciais e máximos. Os dados foram submetidos a ANOVA e os percentuais de permeabilidade inicial e após o tratamento de cada grupo foi comparado usando o teste t não pareado.

O estudo do efeito interação foi conduzido por meio do gráfico de médias e da análise condicional (*simple effects analysis*).

O nível de significância escolhido foi o valor convencional de 5%.

## 6 RISCOS E BENEFÍCIOS DO PROJETO

**Riscos** - Por se tratarem de dentes extraídos os riscos foram mínimos, podendo haver perda do elemento dentário, durante o manuseio do mesmo no presente estudo.

**Benefícios** - A partir dos resultados do estudo foi possível verificar qual o melhor tratamento a ser aplicado na dentina com o intuito de melhorar analisar possíveis interferências da permeabilidade a resistência de união.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 Análise estatística para permeabilidade dentinária

As médias de permeabilidade dos grupos são apresentadas na Tabela 1 e figura 18.

Tabela 1 – Médias e desvio padrão das permeabilidades inicial e final (%)

<b>Grupos</b>	<b>Inicial</b>	<b>Final</b>
<b>A</b>	63,2 (± 15,8)	29,9 ( ± 16,4)
<b>FA</b>	72,9 ( ± 17,5)	34,4 ( ± 18,6)
<b>LA</b>	78,4 ( ± 15,9)	35,1 (± 20,6)
<b>FLA</b>	72,6 ( ± 24,3)	26,7 ( ± 11,4)
<b>AL</b>	74,9 ( ± 16,9)	20,2 ( ± 6,3)
<b>FAL</b>	71,6 ( ± 15,3)	23,8 ( ± 12,3)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para a análise estatística foi levado em consideração a comparação dos diferentes grupos entre si e o momento em que se foi realizada a avaliação da permeabilidade (inicial e após tratamento), para isso foi aplicado o teste de ANOVA 2 fatores. Os resultados podem ser observados na Tabela 2.

Tabela 2- Análise dos resultados ANOVA 2 fatores

	<b>SS</b>	<b>Grau de Liberdade</b>	<b>MS</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Grupos</b>	1628,1	5	325,6	1,192	0,318125*
<b>Momento</b>	57811,1	1	57811,1	211,569	0**
<b>Grupos*Momento</b>	1409,9	5	282	1,032	0,402649

Fonte: Elaborado pelo autor.

Para o fator momento de aplicação o valor de  $p=0$ , demonstrando que houve diferença estatística entre os momentos iniciais e finais de avaliação da permeabilidade, por outro lado quando foi avaliado o fator grupos, o valor de  $p=0,318125$ , evidenciando que não houve diferenças estatísticas entre os diferentes tratamentos aplicados nos grupos. Dessa forma foi utilizado o teste de Tukey para observar as diferenças no momento da aplicação (Tabela 3).

Tabela 3 – Resultados para o teste de Tukey para o fator momento

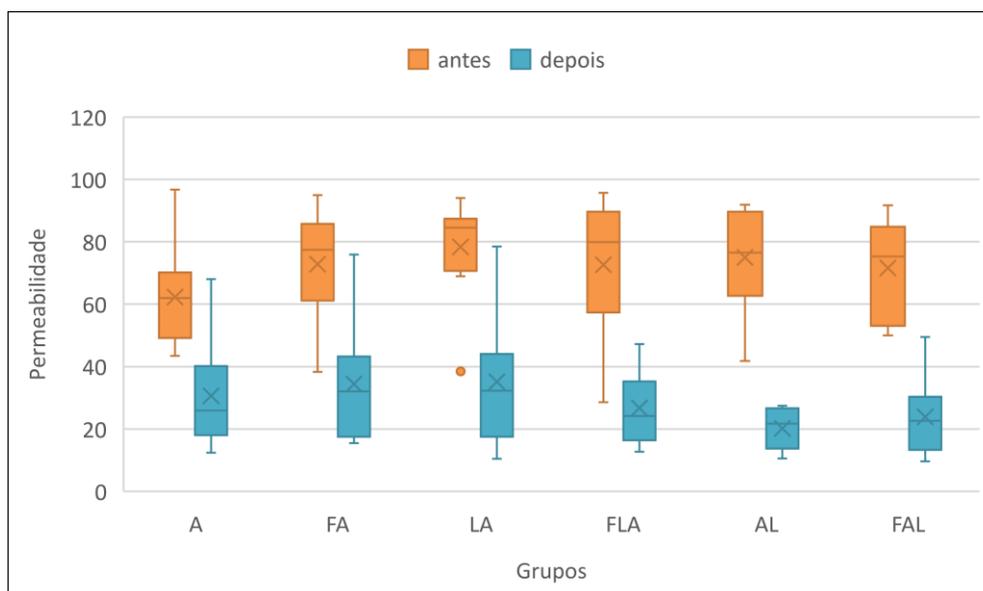
<b>Grupos</b>	<b>Momento</b>	<b>Média</b>	<b>Grupos homogêneos</b>
<b>2</b>	DEPOSIS	28.38	A
<b>1</b>	ANTES	72.28167	B

Legenda: Resultados do teste de Tukey.

Fonte: Elaborado pelo autor.

De acordo com os resultados do teste de Tukey pode se observar que todos os tratamentos foram efetivos na redução da permeabilidade dentinária, mostrando homogeneidade no momento antes e depois.

Figura 18 – Gráfico das permeabilidades iniciais e após tratamentos



Legenda: Médias e desvio padrão dos grupos em relação as medidas de permeabilidade inicial e após tratamentos.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 7.2 Análise estatística para o teste resistência de união

Para a análise estatística, foi calculada a média da resistência de união dos palitos de cada dente (Eckert, Platt, 2007). Os palitos considerados para compor a média foram aqueles que apresentaram falhas adesivas ou mistas. Assim, foram obtidos 60 médias (valor em MPa), sendo 10 médias por grupo.

Os valores médios de cada grupo para os testes de resistência de união e os seus respectivos desvios padrão estão representados na Tabela 4 e pelo gráfico na Figura 19.

Tabela 4 – Tabela das médias e desvio padrão para o teste de resistência de união (MPa)

<b>Grupos</b>	<b>Média</b>	<b>dp (±)</b>
<b>Adesivo</b>	35,28	4,18
<b>LA</b>	39,19	4,58
<b>AL</b>	34,34	3,63
<b>FA</b>	32,17	3,10
<b>FLA</b>	36,06	2,75
<b>FAL</b>	35,14	2,40

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dados obtidos foram submetidos ao teste de análise de variância (ANOVA) a dois fatores (Tabela 5), em que as variáveis testadas foram a presença ou ausência do Fosfato, o Tratamento realizado e a interação entre os dois fatores. No teste ANOVA a dois fatores mostrou que somente o fator Tratamento obteve uma diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ).

Tabela 5 – Resultados do teste de ANOVA a dois fatores para o teste de resistência de união

<b>Fatores</b>	<b>SS</b>	<b>Graus de liberdade</b>	<b>MQ</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Fosfato</b>	49,30	1	49,30	3,965	0,051520
<b>Tratamentos</b>	163,66	2	81,83	6,581	*0,002769
<b>Fosfato x Tratamento</b>	51,05	2	25,53	2,053	0,138269

Legenda: GL = grau de liberdade; SQ = soma quadrática; MQ = média quadrática; F = variância; p-valor = probabilidade. \* Diferenças estatisticamente significantes ( $p < 0,05$ ).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Realizado o teste de Tukey 5% para o fator tratamento foi observado que o grupo LA e FLA obtiveram uma maior média em relação aos outros grupos. Sendo esse estatisticamente superior em relação aos demais.

Tabela 6 – Resultado do teste de Tukey (5%) para o fator tratamento

<b>Tratamento</b>	<b>Média (MPa)</b>	<b>±DP</b>	<b>Grupos Homogêneos</b>
<b>A</b>	33,73	3,92	A
<b>AL</b>	34,74	4,01	A
<b>LA</b>	37,62	3,02	B

Fonte: Elaborado pelo autor.

Tabela 7 – Resultado do teste de Tukey (5%) para o fator fosfato

<b>Tratamento</b>	<b>Média (Mpa)</b>	<b>±DP</b>	<b>Grupos Homogêneos</b>
<b>Com fosfato</b>	34,46	3,16	A
<b>Sem fosfato</b>	36,27	4,54	A

Fonte: Elaborado pelo autor.

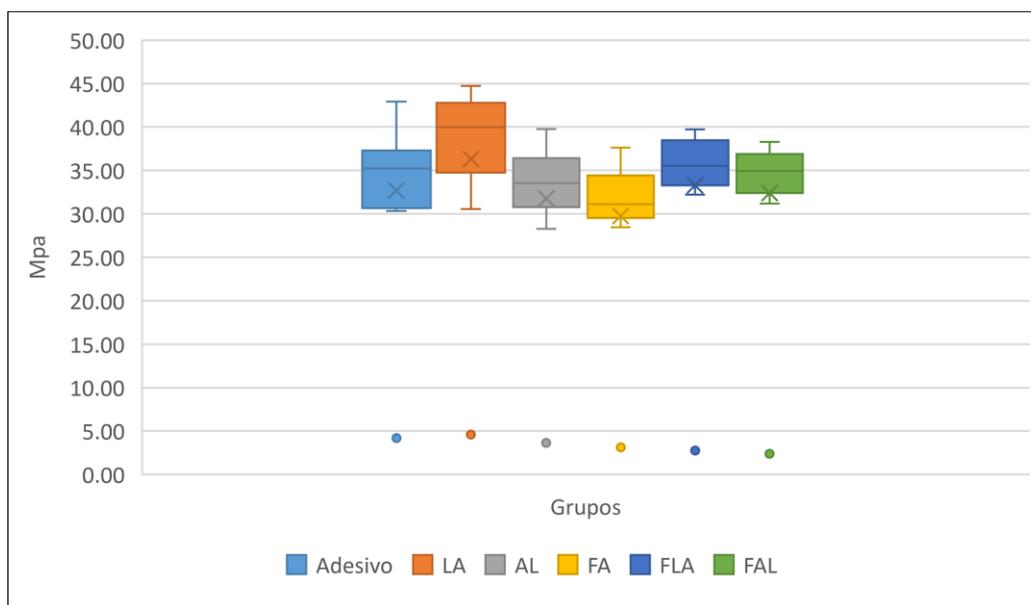
Tabela 8 – Análise descritiva da interação dos resultados

<b>Fosfato</b>	<b>Tratamentos</b>	<b>Média</b>	<b>dp (±)</b>
<b>CF</b>	A	32,17	3,1
<b>SF</b>	AL	34,34	3,63
<b>CF</b>	AL	35,14	2,4
<b>SF</b>	A	35,28	4,18
<b>CF</b>	LA	36,06	2,75
<b>SF</b>	LA	39,19	4,58

Fonte: Elaborado pelo autor.

As médias de resistência de união e desvio padrão de todos os grupos, podem ser vistas na Figura 19.

Figura 19 – Gráfico da resistência de união de cada grupo e desvio padrão

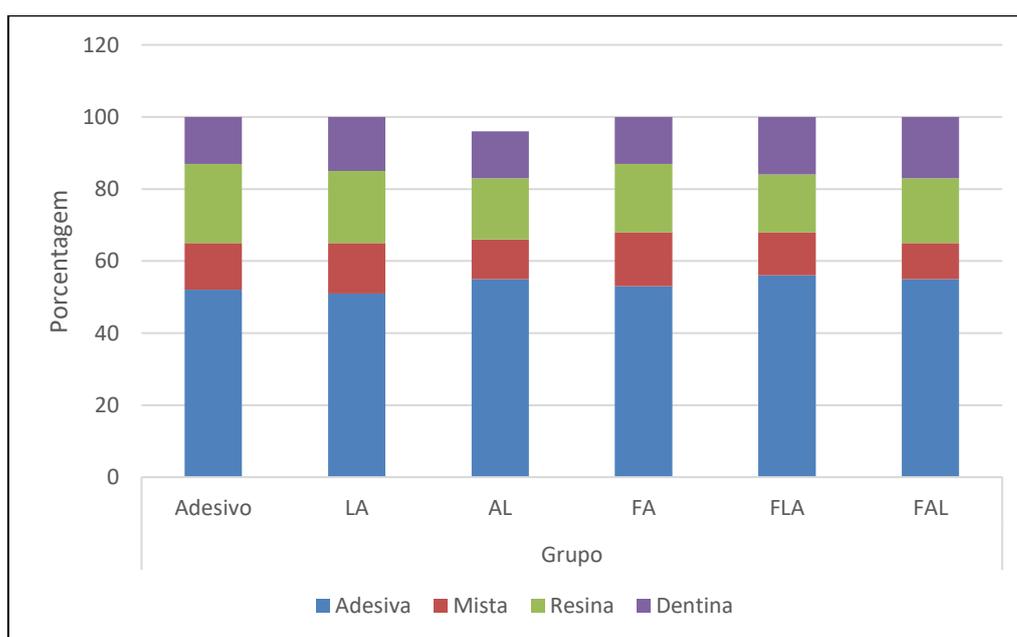


Legenda: \*O limite superior da caixa refere-se ao maior valor do grupo e o limite inferior menor valor do grupo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

A Figura 20 mostra a porcentagem e o tipo de fratura obtido por cada grupo após a realização do teste de resistência de união.

Figura 20 – Gráfico da porcentagem dos tipos de fraturas por grupo

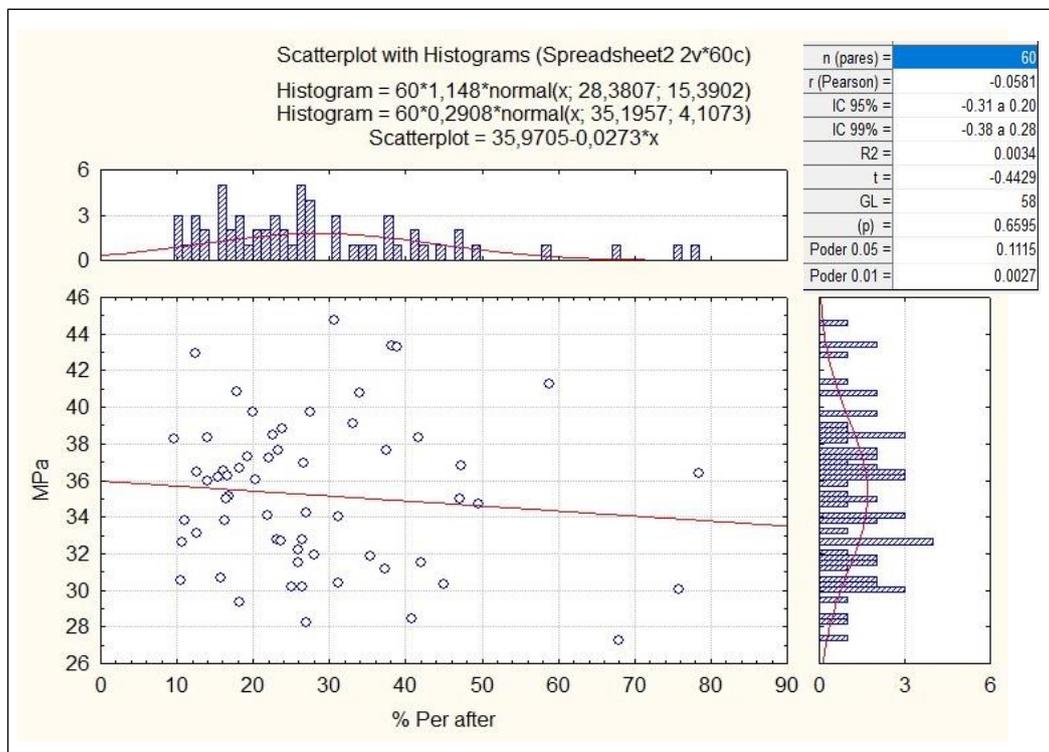


Fonte: Elaborado pelo autor.

### 7.3 Correlação para o teste de permeabilidade e resistência de união

Para avaliar a correlação existente entre a resistência de união com a redução da permeabilidade foi aplicado o Teste de Correlação de Pearson. A permeabilidade não influenciou na resistência de união, mostrando uma correlação negativa desprezível ( $r = -0,0581$ ).

Figura 21 – Gráfico de correlação permeabilidade x resistência de união

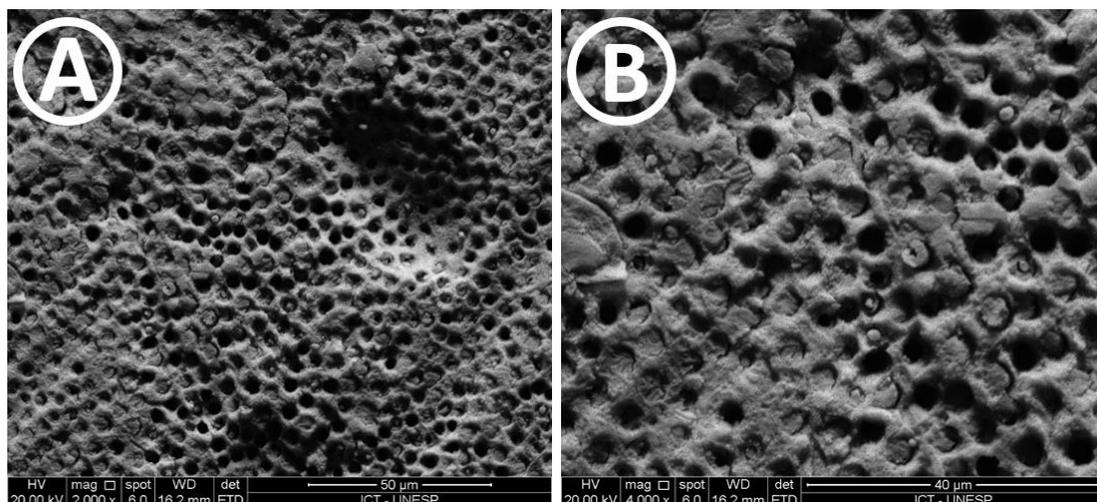


Fonte: Elaborado pelo autor.

### 7.4 Microscopia eletrônica de varredura

Análise em MEV da superfície dentinária dos palitos fraturados com falhas predominantes adesivas.

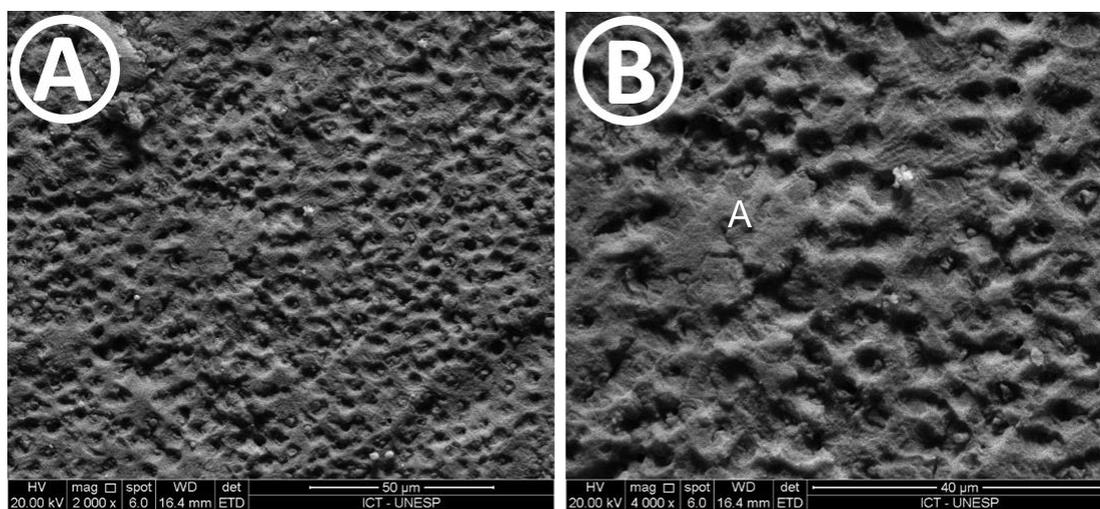
Figura 22 – Imagens de MEV grupo Adesivo



Legenda: a) Superfície de dentina do palito fraturado - pode-se observar grande quantidade de tubulos dentinários abertos, provavelmente em virtude da desproteinização; b) Pode-se observar a presença de tags dentinário fraturados dentro dos tubulos dentinários, não foi possível observar a presença de fibras colágenas.

Fonte: Elaborado pelo autor.

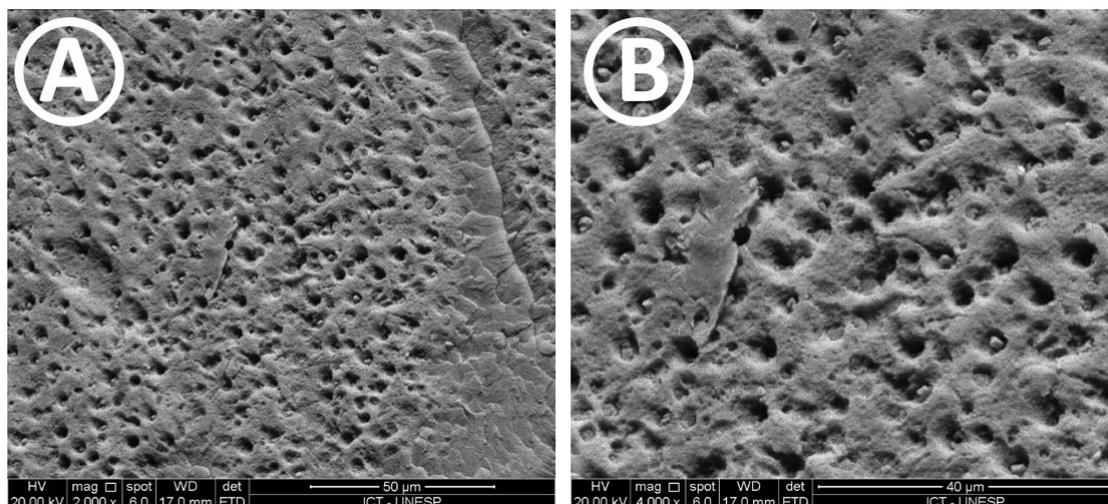
Figura 23 – Imagens de MEV do grupo LA



Legenda: a) Pode-se observar alguns tubulos dentinários com maior obliteração; b) Observa-se a presença de adesivo na superfície dentinária, com o presença de tags dentro dos túbulos.

Fonte: Elaborada pelo autor.

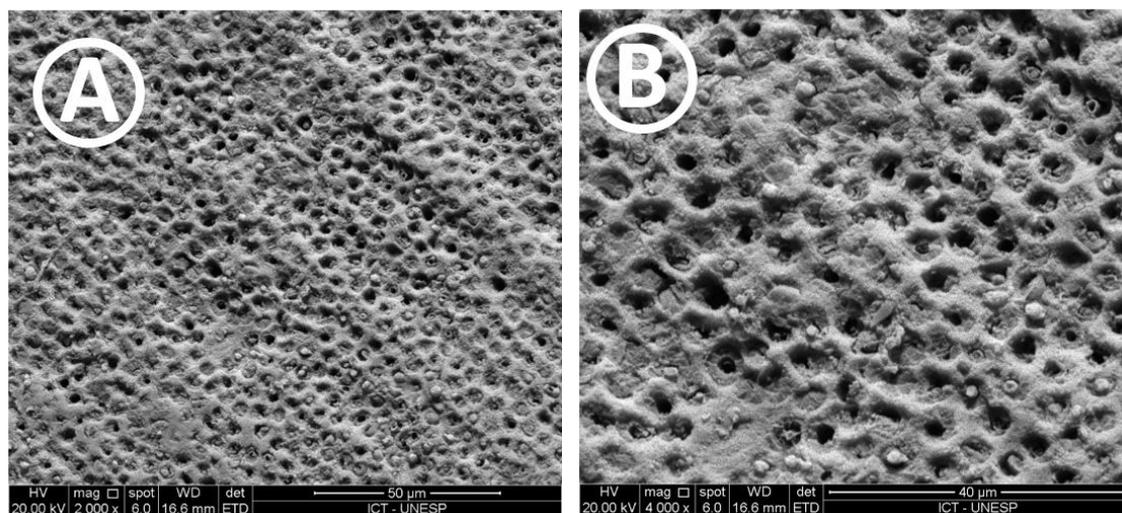
Figura 24 – Imagens de MEV do grupo AL



Legenda: a) Observa-se uma superfície dentinária porosa, provavelmente em virtude da desproteínização; b) Observa-se uma dentina intertubular mais rugosa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

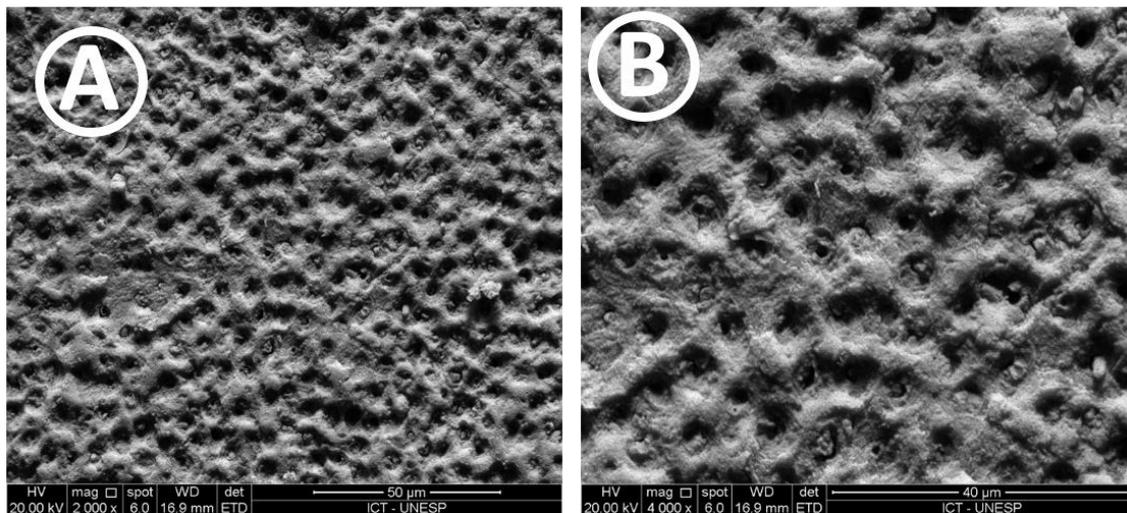
Figura 25 – Imagens de MEV do grupo FA



Legenda: a) Observa-se a presença de adesivo na superfície dentinária conjuntamente com a presença de fosfato de cálcio; b) Pode-se observar os túbulos obliterados pela presença dos tags e do fosfato de cálcio.

Fonte: Elaborado pelo autor.

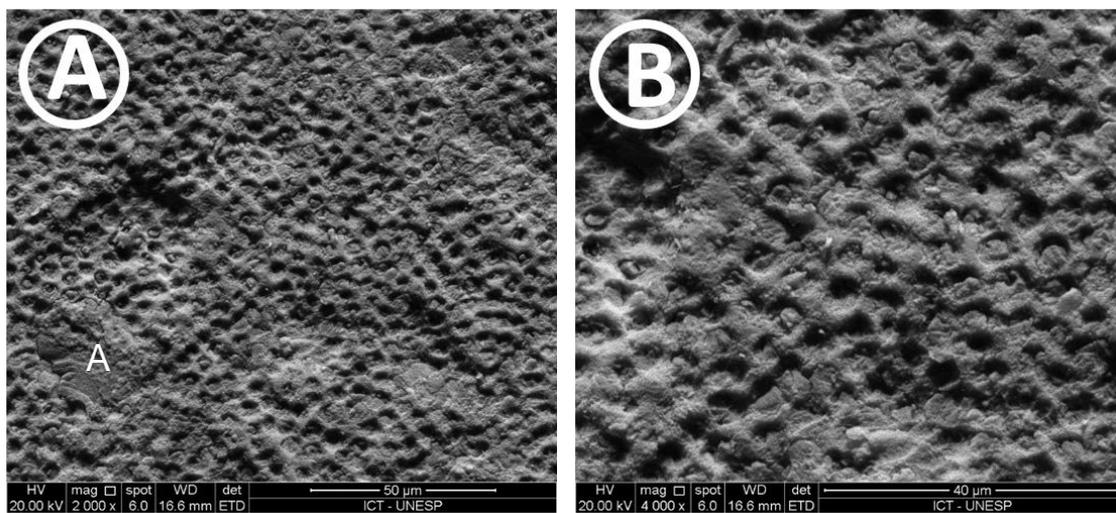
Figura 26 – Imagens de MEV do grupo FLA



Legenda: a) Pode-se observar uma obliteração dos túbulos dentinários; b) Os túbulos apresentam-se obliterados pelos tags e também observa-se a presença de fosfato de cálcio.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 27 – Imagens de MEV do grupo FAL



Legenda: a) Pode-se observar uma camada de adesivo sobre a superfície dentinária e tags resinosos no interior dos túbulos dentinários; b) Presença de tags dentro obliterados dos túbulos dentinários.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 8 DISCUSSÃO

Apesar da redução da prevalência do índice de cárie na população mundial, o procedimento restaurador ainda é o mais realizado na prática diária da clínica odontológica (Constante et al., 2014; Lagerweij, van Loveren, 2015; Marthaler, 2004; WHO, 2010).

Para o procedimento restaurador, os materiais monoméricos, como os sistemas adesivos e resina composta vem sendo utilizado em larga escala, sendo aplicados para restaurações tanto em dentes anteriores como em dentes posteriores (Correa et al., 2012; Nascimento et al., 2013).

Há décadas os pesquisadores têm se empenhado em estudar a interface adesiva afim de desenvolver novos materiais ou protocolos de tratamento do substrato dentinário, com intuito de promover um aumento na longevidade dos procedimentos restauradores visando a diminuição das trocas de restaurações (Owens 1998; Zhang et al., 2015). Desse modo, busca-se evitar o que pode ser chamado de “espiral da morte da restauração”, que consiste no enfraquecimento da estrutura dentária remanescente através da remoção desnecessária de tecido dentário saudável (Elderton, 2003, 1990).

Diferentemente do esmalte, cujo protocolo adesivo já está consolidado devido a eficiência conseguida na união entre a estrutura dentária e a restauração, a adesão em dentina ainda é considerada desafiadora, pois, ao contrário do esmalte que possui estrutura altamente inorgânica e com baixo teor de água, a dentina apresenta uma estrutura complexa, altamente orgânica e com grande teor de água. Além da presença de água intrínseca na formação da dentina, ocorre um processo de transudação da água por meio dos túbulos dentinários, isso faz que quando ocorre uma polimerização do adesivo, parte dessa água fique aprisionada ao longo da interface adesiva, fazendo com que resulte em uma redução da resistência de união entre o dente e a restauração. (Carvalho et al., 1996; Van Meerbeek et al., 2011; Pashley et al., 1987, 1989; Pucci et al., 2018, 2017; Tay, Pashley, 2003).

Levando em consideração todas as características da dentina e buscando melhorar a durabilidade de interface dente restauração, esse trabalho objetivou

em avaliar a permeabilidade dentinária pelo método proposto por Pashley e Galloway (1985), associando à aplicação de técnicas que podem tornar menor a permeabilidade dentinária, e avaliando se essa redução é capaz de melhorar a resistência de união entre o dente e a restauração.

## 8.1 Da metodologia

Com o intuito de simular condições mais próximas a realidade *in vivo* (Goodis et al., 1993; Greenhill, Pashley, 1981; Pereira et al., 2005), nesse estudo optou-se pela utilização de molares humanos hígidos para a realização dos testes de permeabilidade e de microtração (Pashley, Galloway 1985; Tay, Pashley, 2003). No entanto, atualmente, há uma maior dificuldade em se coletar uma grande quantidade de dentes humanos extraídos, isso ocorre devido a filosofias éticas sobre a utilização de material biológico em pesquisas.

A mensuração da permeabilidade dentinária pode ser realizada por duas metodologias, sendo uma que utiliza-se secções da coroa e pressão pulpar simulada (Escribano et al., 2001; Feitosa et al., 2014; Mobarak, El-Badrawy 2012) e a metodologia proposta por Reeder et al. (1978) e Pashley e Galloway (1985).

A metodologia utilizada no estudo para a mensuração da permeabilidade foi a preconizada por Reeder et al. (1978) e (Pashley, Galloway, 1985), em que utilizando discos de dentina calcula-se a permeabilidade dentinária por meio da condutância hidráulica (Thanatvarakorn et al., 2013a).

A densidade e calibre dos túbulos dentinários variam conforme a região da qual foi coletada (Garberoglio, Brännström, 1976; Pashley et al., 1987), portanto a escolha dessa metodologia foi baseada em sua maior precisão, pelo fato das mensurações da permeabilidade serem realizadas na mesma amostra, funcionando a mesma como o seu próprio controle. Os discos para a realização da mensuração da permeabilidade podem variar a espessura de 0,7 a 1 mm (Greenhill, Pashley, 1981; Kolker et al., 2002; Pereira et al., 2005;

Thanatvarakorn et al., 2013a), essa espessura garante uma padronização dos discos.

A superfície pulpar, pela anatomia da câmara, apresenta os cornos pulpares tornando a superfície irregular e assim induzindo a dificuldade no momento da realização da mensuração das permeabilidades, resultando em valores que não condizem com a realidade. Nesse estudo, com base em um piloto, foram confeccionados discos de dentina com espessura de 1,5 mm. Essa espessura foi determinada utilizando uma matriz metálica com a profundidade pré-determinada e utilizando a lixa de abrasividade #600 (Takamizawa et al., 2018). Esse procedimento garantiu que além de se obter uma superfície plana e padronizada em ambas as superfícies para a realização da mensuração da permeabilidade, fosse possível realizar o procedimento restaurador sobre esse disco de dentina. Dessa forma obteve-se uma espessura suficiente de dentina para a realização do teste de resistência de união no mesmo espécime onde foi realizado a mensuração da permeabilidade.

Nesse estudo, para a avaliação da redução da permeabilidade dentre os tratamentos propostos, a mensuração da permeabilidade foi realizada em três momentos, sendo: permeabilidade inicial, permeabilidade máxima e permeabilidade após o tratamento. Os cálculos da permeabilidade inicial e após o tratamento são dados em relação os valores da permeabilidade máxima, que é considerada 100% (Pereira et al., 2005). No estudo cada amostra serve como o seu próprio controle.

A permeabilidade inicial foi mensurada após aplicação do ácido fosfórico 37% por 15 segundos na superfície pulpar (Kolker et al., 2002), essa aplicação busca simular a condição *in vivo*, onde somente a superfície oclusal apresenta smear layer após o preparo cavitário. Após a mensuração inicial da permeabilidade obteve-se valores com diferenças significativas entre os discos. Essa variabilidade de valores pode ser explicada pelo fato que a dentina apresenta valores de permeabilidade variáveis conforme a região em que a dentina foi coletada, e também pelo grau de mineralização da dentina, que varia de indivíduo para indivíduo (Mjör, 2009; Pashley et al., 1987). Diante disso, buscando uma maior homogeneidade entre os grupos, as amostras foram

ordenadas em ordem crescente de valor e realizado uma estratificação das mesmas, desse modo reduzindo o desvio padrão dentro dos grupos.

Para realizar a mensuração da permeabilidade máxima, os discos de dentina foram imersos em solução de ácido cítrico 0,3% por 1 minuto em ultrassom, para a remoção de debris que pudessem estar obliterando os túbulos dentinários (Lavender et al., 2010; Pashley et al., 1981, 1989; Zhou et al., 2016). A permeabilidade após o tratamento foi realizada após a aplicação dos tratamentos propostos, para que assim fosse possível analisar qual(is) foi mais eficaz na redução da permeabilidade, e subsequentemente correlacionar esse tratamento com os dados da resistência de união.

Diversos tratamentos são descritos na literatura para se melhorar a resistência de união à dentina, nesse estudo realizamos a utilização da desproteínização da dentina e a aplicação do laser de alta potência de Nd:YAG. A desproteínização é realizada por meio da remoção das fibras colágenas, previamente expostas por um agente desmineralizante, e seguido a aplicação de um agente proteolítico, sendo o mais comumente utilizado o hipoclorito de sódio (Sakae et al., 1988). A aplicação do Hipoclorito de Sódio sob a superfície dentinária previamente condicionada, tem a capacidade de modificar a estrutura morfológica da dentina, fazendo-a assemelhar-se a superfície do esmalte, deixando-a mais reativa para a recepção dos compostos monoméricos (Ciucchi et al., 1994; Wakabayashi et al., 1994). Com a remoção das fibras colágenas obteve-se uma superfície mais reativa, fazendo uma maior impregnação dos monômeros resinosos e uma menor probabilidade de ocorrer nanoinfiltração na interface adesiva, evento muito prejudicial à adesão (Dayem, 2010; Pucci et al., 2016; Thanatvarakorn et al., 2014).

O estudo utilizou o protocolo de aplicação de Hipoclorito de Sódio a 10% por 1 minuto pelo fato de que esse período de tempo garante que as fibras colágenas não sejam só desorganizadas, mas sim removidas (Dayem, 2010; Zhou et al., 2015).

A associação de laser de alta potência aos sistemas adesivos para uma melhora na resistência adesiva vem sendo descrita na literatura e dentre os lasers utilizados pode-se citar de Nd:YLF, Er:YAG e o Nd:YAG (Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 1999).

Para o estudo utilizou-se o laser de Nd:YAG. O laser de Nd:YAG apresenta um sistema com meio ativo de estado sólido, formado por um cristal de Ítrio-alumíniogranada carregados com neodímio, e tem como característica de realizar uma modificação na superfície dentinária, fazendo com que ocorra um derretimento (melting) e uma recristalização rápida da dentina (Dederich et al., 1984; Liu et al., 1997). Baseando-se nesse achado, diversos autores propuseram a utilização do laser de Nd:YAG associado a utilização dos sistemas adesivos (Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 2000). Inicialmente os trabalhos realizaram a aplicação do laser previamente a aplicação do sistema adesivo, isso resultou uma diminuição da resistência adesiva, fato correlacionado ao fato de a aplicação do laser fazer com que ocorra uma obliteração dos túbulos dentinários, impedindo a impregnação do sistema adesivo à dentina e com uma menor formação de tags resinosos (Ghiggi et al., 2010; Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 1999; Oda et al.). Com base nesses achados a utilização do laser posteriormente a aplicação do adesivo foi utilizada por diversos autores, obtendo-se valores favoráveis em seus achados (Castro et al., 2012; Franke et al., 2006; Marimoto et al., 2013; Matos et al., 2000), diante do exposto pela literatura no estudo foi utilizado ambas as aplicações do laser para ser avaliado também a sua influência nos tratamentos propostos.

Para utilização do processo assistido a laser os parâmetros são controversos, na literatura existem metodologias que descrevem a utilização do laser com potências que podem variar de 10mJ/pulso à 300 mJ/pulso e períodos de 30 s a 2 minutos, esses parâmetros produzem efeitos que variam de desde uma obliteração dos túbulos dentinários até danos a polpa (Dederich et al., 1984; Lopes et al., 2017; Maleki-Pour et al., 2015). Diante do exposto, para o estudo foi utilizado o parâmetro de aplicação com potência de 60 mJ/pulso com período de 60 segundos, pelo estudo de Silva TM et al. (2016) esse parâmetro não gera dano a polpa e também é capaz de obliterar os túbulos dentinários (Oda et al., 2001).

Compostos a base de flúor, glutaraldeído e fosfato de cálcio vem sendo utilizados na literatura para se reduzir a permeabilidade dentinária. Para o estudo, o protocolo de obliteração dos túbulos dentinários foi utilizando o composto a base de fosfato de cálcio. Esse material tem como mecanismo de

ação de formar uma camada com precipitado cristalino na embocadura dos túbulos dentinários, essa camada se mostra com uma resistência aos desafios ácidos, mostrando-se resistente a remoção e sendo assim efetivo para a redução da permeabilidade (Lodha et al., 2014; Thanatvarakorn et al., 2013a; Tung et al., 1993; Zhou et al., 2016).

Os adesivos dentinários tem se demonstrado com uma boa resistência de união a curto prazo, no entanto a longo prazo foi notado uma degradação da interface adesiva fazendo com que ocorresse uma diminuição dessa resistência de união (Breschi et al., 2008; De Munck et al., 2005). Diante do exposto, para simular as condições encontradas no ambiente bucal, no estudo as restaurações foram submetidas ao envelhecimento termomecânico, onde 5000 ciclos mecânicos e 120.000 térmicos incidiram sobre a amostra, simulando assim um período da restauração durante 6 meses em função na boca (Krejci, Lutz, 1990; Perote et al., 2015; Rêgo et al., 2016).

Para se avaliar a resistência de união, foi empregado o teste de microtração, introduzido por Sano et al. (1994), esse teste permite a mensuração de valores altos de resistência de união sem ocorrer falhas coesivas. Adicionalmente a área de cada palito apresenta aproximadamente 1 mm<sup>2</sup> e isso garante um grande número de amostras para serem testadas (Armstrong et al., 1998; Phrukkanon et al., 1998; Scholtanus et al., 2010).

## **8.2 Dos resultados**

Este estudo avaliou a utilização do fosfato de cálcio e adesivo combinados ao processo assistido a laser no intuito de obter uma dentina com menor permeabilidade o que pode reduzir a água que permeia na interface adesiva.

A técnica da desproteinização da dentina foi utilizada, pois estudos tem sugerido que a realização dessa técnica é favorável para se obter um aumento da resistência de união. A melhora da resistência de união é devido ao fato que o NaOCl promove uma alteração morfológica da estrutura dentinária, fazendo com que a mesma se assemelhe ao esmalte, sendo mais mineralizada e com

uma melhor molhabilidade da superfície, com isso promovendo uma maior difusão de adesivo por entre a dentina desproteïnizada, influenciando positivamente a interface adesiva (Ciucchi et al., 1994; Lisboa et al., 2013; Pucci et al., 2016; Sakae et al., 1988; Silva GO et al., 2009; Toledano et al., 1999).

A hipótese de nulidade  $H_0$  considera que os diferentes tratamentos na dentina desproteïnizada não alteram a permeabilidade não foi aceita, pois todos os tratamentos foram efetivos. A avaliação da permeabilidade dentinária, apresentou redução estatisticamente significativa em todos os grupos, evidenciando a eficácia dos tratamentos e corroborando com a literatura que relata a redução da permeabilidade como efeito direto na utilização de tratamentos para obliteração dos túbulos. (Cherng et al., 2004; Ishihata et al., 2017, 2009; Liu et al., 1997; Pashley, Galloway, 1985; Zhou et al., 2016).

A utilização do fosfato de cálcio favorece a redução da permeabilidade dentinária (Cherng et al., 2004; Lodha et al., 2014; Thanatvarakorn et al., 2013b; Tung et al., 1993; Zhou et al., 2016). Thanatvarakorn et al., (2013ab), em dois estudos diferentes demonstrou que a utilização do fosfato de cálcio tem o efeito obliterador dos túbulos dentinários imediato a sua aplicação, pois o mesmo forma uma camada estável, mesmo após desafios ácidos, e melhorara sua obliteração por meio de uma maior calcificação sob condições orais. Todos os grupos em que o fosfato de cálcio foi utilizado observou-se a redução da permeabilidade.

A associação do laser de Nd:YAG foi utilizada no estudo para observar seu efeito sobre os tratamentos, é descrito na literatura que o laser de Nd:YAG promove um rápido derretimento e recristalização no substrato dentinário fazendo com que se forme uma massa amorfa e ocorra uma redução da permeabilidade (Al-Saud and Al-Nahedh, 2012; Dederich et al., 1984; Naylor et al., 2006). A utilização do laser de Nd:YAG com produtos dessensibilizantes foi capaz de criar uma estrutura mais resistente e duradoura (Lodha et al., 2014; Lopes, Aranha, 2013). Entretanto os resultados demonstraram que apesar da efetividade para todos os tratamentos, não houve diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Dessa forma sugerir-se a realização de estudos longitudinais de permeabilidade para se observar o efeito dos diferentes tratamentos a longo prazo.

No teste de resistência de união, foram considerados como fatores a presença do fosfato e os diferentes tratamentos da dentina. O fator fosfato não apresentou diferenças significativas para a resistência de união. No estudo de Pei et al., (2013) em que foi utilizado o fosfato de cálcio previamente ao procedimento adesivo, demonstraram que sua presença não influenciou na resistência de união, sendo recomendado para casos em que ocorre uma hipersensibilidade dentinária. No estudo de Cortiano et al. (2016), em que foi comparado os materiais dessensibilizantes fosfato de cálcio e oxalato, demonstrou que o oxalato influenciou negativamente na resistência de união, diferentemente do que ocorre com o fosfato de cálcio que não influenciou na resistência de união, desse modo, deve-se levar em consideração o material dessensibilizante que será utilizado previamente ao procedimento adesivo.

Quando se considera os diferentes tratamentos, os grupos LA e FLA demonstraram resultados de resistência de união superiores aos demais, entretanto para os grupos AL e FAL os resultados foram semelhantes aos grupos controle A e FA. Dessa forma a hipótese H0<sub>2</sub> - os diferentes tratamentos na dentina desproteinizada não alteram a resistência de união, deve ser rejeitada.

O protocolo descrito na literatura como efetivo para a melhora da resistência de união, utilizando a irradiação da superfície com laser, foi o proposto por Gonçalves et al. (1999) e Matos et al. (1999), onde foi realizada aplicação do adesivo e sobre ele a irradiação com o laser. O mesmo foi confirmado por outros estudos, que testaram o protocolo de irradiação do laser, e além disso utilizaram diferentes tipos de adesivos, sendo efetivo tanto para sistemas adesivos convencionais como para os autocondicionantes (Castro et al., 2012; Marimoto et al., 2013; Matos et al., 2000; Rolla et al., 2006). No entanto esses estudos apresentaram valores para a resistência de união imediatos, não sendo realizada uma avaliação dessa interface a longo prazo (Castro et al., 2012; Franke et al., 2006; Gonçalves et al., 1999; Matos et al., 2000, 1999; Ribeiro et al., 2013). Os grupos onde foram utilizados o protocolo de aplicação do laser depois do adesivo (AL e FAL), não apresentaram resultados positivos. No estudo de Rolla et al. (2006), obteve-se resultados em que o aumento da resistência de união foi no protocolo adesivo em que a irradiação do laser é feita anteriormente a aplicação do adesivo, corroborando com os resultados obtidos nesse estudo.

Portanto a utilização do processo assistido a laser, pode ser utilizada com o intuito de conseguir melhores resultados na resistência de união, entretanto mais estudos devem ser realizados para observar a curto e longo prazo a eficácia dos diferentes protocolos dessa técnica.

Considerando a resistência de união e a redução da permeabilidade, foi observado que a correlação existente é desprezível, sendo assim a permeabilidade dentinária não influencia sobre a resistência de união, portanto a hipótese H0<sub>3</sub> - A permeabilidade na dentina desproteinizada não influencia na resistência de união, deve ser aceita. Apesar desses resultados pode-se observar no gráfico de correlação (Figura 21) uma tendência de redução da resistência de união a medida que a permeabilidade aumenta, isso pode ser explicado em virtude da disponibilidade da dentina intertubular.

As imagens obtidas pelo MEV, demonstraram que houve presença de fosfato de cálcio na superfície dentinária, principalmente na área dos túbulos dentinários dos grupos tratados com fosfato de cálcio (Figuras 25, 26 e 27). Apesar dessa constatação verificou-se que a presença de fosfato não influenciou na resistência de união.

Os diferentes tratamentos utilizados mostraram uma redução significativa na permeabilidade dentinária e interferiram na resistência de união. Portanto estudos mais aprofundados podem ser desenvolvidos visando obter uma dentina com características que melhorem a longevidade da interface adesiva.

## 9 CONCLUSÃO

Todos os tratamentos realizados na dentina desproteinizada foram efetivos na redução significativa da permeabilidade dentinária.

A utilização dos tratamentos LA e FLA na dentina desproteinizada, foram efetivos para melhorar a resistência de união.

Não existe correlação entre a permeabilidade dentinária e a resistência de união na dentina desproteinizada.

## REFERÊNCIAS\*

- Al-Saud L, Al-Nahedh HNA. Occluding effect of Nd:YAG laser and different dentin desensitizing agents on human dentinal tubules in vitro: a scanning electron microscopy investigation. *Oper Dent*. 2012;37(4):340–55. doi: 10.2341/10-188-L. PMID: 22313266.
- Almeida-Lopes L, Massini R [internet]. *Laserterapia, conceitos e aplicações - NUPEM/DMC, São Carlos 2002*. [cited 2018 Feb 02]. Available from: [http://www.nupen.com.br/Revista\\_port/index.htm](http://www.nupen.com.br/Revista_port/index.htm).
- Antunes A, de Rossi W, Zezell DM. Spectroscopic alterations on enamel and dentin after nanosecond Nd:YAG laser irradiation. *Spectrochim Acta Part A Mol Biomol Spectrosc*. 2006;64(5):1142–6. doi: 10.1016/j.saa.2005.11.036. PMID: 16822709.
- Armstrong SR, Boyer DB, Keller JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dent Mater*. 1998;14(1):44–50. PMID: 9972150.
- Bakry AS, Al-Hadeethi Y, Razvi MAN. The durability of a hydroxyapatite paste used in decreasing the permeability of hypersensitive dentin. *J Dent*. 2016;51:1–7. doi: 10.1016/j.jdent.2016.05.004. PMID: 27208874.
- Bakry AS, Takahashi H, Otsuki M, Sadr A, Yamashita K, Tagami J. CO2 laser improves 45S5 bioglass interaction with dentin. *J Dent Res*. 2011;90(2):246–50. doi: 10.1177/0022034510387793. PMID: 21084716.
- Benitez PS. *Efeito da associação de fosfato de cálcio, laser Nd:YAG e adesivo na permeabilidade dentinária e na resistência de união[dissertação]*. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2017.
- Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater*. 2008;24(1):90–101. doi: 10.1016/j.dental.2007.02.009. PMID: 17442386.
- Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849–53. doi: 10.1177/00220345550340060801. PMID: 13271655.
- Camps J, Giustiniani S, Dejou J, Franquin JC. Low versus high pressure for in vitro determination of hydraulic conductance of human dentine. *Arch Oral Biol*. 1997;42(4):293–8. PMID: 9222448.
- Carvalho RM, Yoshiyama M, Pashley EL, Pashley DH. In vitro study on the dimensional changes of human dentine after demineralization. *Arch Oral Biol*. 1996;41(4):369–77. PMID: 8771328.

---

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 25 jun 2017]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Castro FL, Andrade MF, Hebling J, Lizarelli RF. Nd:YAG laser irradiation of etched/unetched dentin through an uncured two-step etch-and-rinse adhesive and its effect on microtensile bond strength. *J Adhes Dent.* 2012;14(2):137–45. doi: 10.3290/j.jad.a21854. PMID: 21734971.

Cherng AM, Chow LC, Takagi S. Reduction in dentin permeability using mildly supersaturated calcium phosphate solutions. *Arch Oral Biol.* 2004;49(2):91–8. PMID: 14693202.

Chiga S, Toro CVT, Lepri TP, Turssi CP, Colucci V, Corona SAM. Combined effect of fluoride varnish to Er:YAG or Nd:YAG laser on permeability of eroded root dentine. *Arch Oral Biol.* 2016;64:24–7. doi: 10.1016/j.archoralbio.2015.12.006. PMID: 26752225.

Ciucchi B, Sano H, Pashley DH. Bonding to Sodium-Hypochlorite treated dentin. *J Dent Res.* 1994;73:296.

Constante HM, Souza ML, Bastos JL, Peres MA. Trends in dental caries among Brazilian schoolchildren: 40 years of monitoring (1971-2011). *Int Dent J.* 2014;64(4):181–6. doi: 10.1111/idj.12103. PMID: 24506796.

Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AD, Demarco FF. Amalgam or composite resin? Factors influencing the choice of restorative material. *J Dent.* 2012;40(9):703–10. doi: 10.1016/j.jdent.2012.04.020.

Cortiano FM, Rached RN, Mazur RF, Vieira S, Freire A, de Souza EM. Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of two-step etch-and-rinse adhesives to dentin. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(3):309–15. doi: 10.1111/eos.12263. PMID: 27038226.

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(1):17–24. doi: 10.1007/s10103-008-0589-4. PMID: 18648868.

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(9):428–31. doi: 10.1016/S0099-2399(84)80264-2. PMID: 6593419.

de Magalhães MF, Matson E, de 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. doi: 10.1089/pho.2004.22.527. PMID: 15684756.

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res.* 2005;84(2):118–32. doi: 10.1177/154405910508400204. PMID: 15668328.

- Eckert GJ, Platt JA. A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dent Mater.* 2007;23(3):385–91. doi: 10.1016/j.dental.2006.02.007. PMID: 16540162.
- Elderton RJ. Preventive (Evidence-Based) approach to quality general dental care. *Med Princ Pract.* 2003;12(Suppl. 1):12–21. doi: 10.1159/000069841. PMID: 12707497.
- Elderton RJ. Clinical studies concerning re-restoration of teeth. *Adv Dent Res.* 1990;4(1):4–9. doi: 10.1177/08959374900040010701. PMID: 2206212.
- Escribano N, Del-Nero O, de la Macorra JC. Sealing and dentin bond strength of adhesive systems in selected areas of perfused teeth. *Dent Mater.* 2001;17(2):149–55. doi: 10.1016/S0109-5641(00)00057-9. PMID: 11163385.
- Esteves SRMS, Huhtala MFRL, Gomes APM, Ye Q, Spencer P, Gonçalves SE de P. Longitudinal effect of surface treatments modified by naocl-induced deproteinization and Nd:YAG laser on dentin permeability. *Photomed Laser Surg.* 2016;34(2):68–75. doi: 10.1089/pho.2015.3977.
- Feitosa VP, Gotti VB, Grohmann C V, Abuná G, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MAC, et al. Two methods to simulate intrapulpal pressure: effects upon bonding performance of self-etch adhesives. *Int Endod J.* 2014;47(9):819–26. doi: 10.1111/iej.12222. PMID: 24298904.
- 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. doi: 10.2341/05-110. PMID: 17024950.
- Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *J Dent Res.* 1979;58(4):1364–70. doi: 10.1177/00220345790580041101. PMID: 372267.
- Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol.* 1976;21(6):355–62. doi: 10.1016/S0003-9969(76)80003-9.
- Ghiggi PC, Dall Agnol RJC, Burnett Júnior LH, 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. doi: 10.1089/pho.2009.2530. PMID: 19795996.
- Goldberg M, Kulkarni AB, Young M, Boskey A. Dentin: structure, composition and mineralization. *Front Biosci.* 2011;3:711–35. PMID: 21196346.
- Gonçalves SE, de Araujo MA, Damião AJ. Dentin bond strength: influence of laser irradiation, acid etching, and hypermineralization. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(2):77–85. PMID: 11189979.

Goodis HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater.* 1993;9(2):79–84. PMID: 8595846.

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. doi: 10.1177/00220345810600030401. PMID: 6937499.

Ishihata H, Kanehira M, Finger WJ, Takashi H, Tomita M, Sasaki K. Effect of two desensitizing agents on dentin permeability in vitro. *J Appl Oral Sci.* 2017;25(1):34–41. doi: 10.1590/1678-77572016-0228. PMID: 28198974.

Ishihata H, Kanehira M, Nagai T, Finger WJ, Shimauchi H, Komatsu M. Effect of desensitizing agents on dentin permeability. *Am J Dent.* 2009;22(3):143–6. doi: 10.1590/1678-77572016-0228. PMID: 19650593.

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. doi: 10.1016/j.joen.2009.04.004. PMID: 19567317.

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. PMID: 12666757.

Krejci I, Lutz F. In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. *Schweizer Monatsschrift Fur Zahnmedizin = Rev Mens Suisse d'odonto-Stomatologie = Riv Mens Svizz Di Odontol e Stomatol.* 1990;100(12):1445–9. PMID: 2277977.

Lagerweij MD, van Loveren C. Declining Caries Trends: Are We Satisfied? *Curr Oral Heal Reports.* 2015;2(4):212–7. doi: 10.1007/s40496-015-0064-9. PMID: 26523247.

Lan W-H, Lee B-S, Liu H-C, Lin C-P. Morphologic study of Nd:YAG laser usage in treatment of dentinal hypersensitivity. *J Endod.* 2004;30(3):131–4. doi: 10.1097/00004770-200403000-00001. PMID: 15055427.

Lavender SA, Petrou I, Heu R, Stranick MA, Cummins D, Kilpatrick-Liverman L, et al. Mode of action studies on a new desensitizing dentifrice containing 8.0% arginine, a high cleaning calcium carbonate system and 1450 ppm fluoride. *Am J Dent.* 2010;23 Spec No:14A–19A. PMID: 21284247.

Lisboa DS, Santos SV dos, Griza S, Rodrigues JL, Faria-e-Silva AL. Dentin deproteinization effect on bond strength of self-adhesive resin cements. *Braz Oral Res.* 2013;27(1):73–5. PMID: 23306629.

Liu H-C, Lin C-P, Lan W-H. Sealing depth of Nd:YAG laser on human dentinal tubules. *J Endod.* 1997;23(11):691–3. doi: 10.1016/S0099-2399(97)80403-7. PMID: 9587310.

- Lodha E, Hamba H, Nakashima S, Sadr A, Nikaido T, Tagami J. Effect of different desensitizers on inhibition of bovine dentin demineralization: micro-computed tomography assessment. *Eur J Oral Sci.* 2014;122(6):404–10. doi: 10.1111/eos.12155. PMID: 25363830.
- Lopes AO, Aranha ACC. Comparative evaluation of the effects of Nd:YAG laser and a desensitizer agent on the treatment of dentin hypersensitivity: a clinical study. *Photomed Laser Surg.* 2013;31(3):132–8. doi: 10.1089/pho.2012.3386. PMID: 23421629.
- Lopes AO, de Paula Eduardo C, Aranha ACC. Evaluation of different treatment protocols for dentin hypersensitivity: an 18-month randomized clinical trial. *Lasers Med Sci.* 2017;32(5):1023–30. doi: 10.1007/s10103-017-2203-0. PMID: 28391435.
- Maleki-Pour MR, Birang R, Khoshayand M, Naghsh N. Effect of Nd:YAG Laser Irradiation on the Number of Open Dentinal Tubules and Their Diameter with and without Smear of Graphite: An in Vitro Study. *J Lasers Med Sci.* 2015;6(1):32–9. PMID: 25699166.
- 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.* 2013;38(4):447–55. doi: 10.2341/11-383-L. PMID: 23215546.
- Marthaler TM. Changes in dental caries 1953-2003. *Caries Res.* 2004;38(3):173–81. doi: 10.1159/000077752. PMID: 15153686.
- Matos AB, Oliveira DC, Kuramoto M, Eduardo CP, Matson E. Nd:YAG laser influence on sound dentin bond strength. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17(4):165–9. doi: 10.1089/clm.1999.17.165. PMID: 11199840.
- Matos AB, Oliveira DC, Navarro RS, de 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. doi: 10.1089/clm.2000.18.253. PMID: 11572240.
- Mjör IA. Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J.* 2009;20(1):3–16. PMID: 19466224.
- Mobarak EH, El-Badrawy WH. Microshear bond strength of self-etching adhesives to caries-affected dentin identified using the dye permeability test. *J Adhes Dent.* 2012;14(3):245–50. doi: 10.3290/j.jad.a22420. PMID: 22282743.
- Mountouris G, Silikas N, Eliades G. Effect of sodium hypochlorite treatment on the molecular composition and morphology of human coronal dentin. *J Adhes Dent.* 2004;6(3):175–82. PMID: 15536846.
- Nakabayashi N. The hybrid layer: a resin-dentin composite. *Proc Finn Dent Soc.* 1992;88 Suppl 1:321–9. PMID: 1508888.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates 1982;16:265–73.

Nascimento GG, Correa MB, Opdam N, Demarco FF. Do clinical experience time and postgraduate training influence the choice of materials for posterior restorations? Results of a survey with Brazilian general dentists. *Braz Dent J*. 2013;24(6):642–6. doi: 10.1590/0103-6440201302361. PMID: 24474363.

Naylor F, Aranha ACC, Eduardo CDP, Arana-Chavez VE, Sobral MAP. Micromorphological analysis of dentinal structure after irradiation with Nd:YAG laser and immersion in acidic beverages. *Photomed Laser Surg*. 2006;24(6):745–52. doi: 10.1089/pho.2006.24.745. PMID: 17199476.

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. *Pesqui Odontol Bras*. 2001;15(4):283–9. PMID: 11787315.

Owens BM. Replacement and initial placement of tooth colored restorations: a review and discussion. *J Tenn Dent Assoc*. 1998;78(1):26–9. PMID: 9800555.

Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR. Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch Oral Biol*. 1987;32(7):519–23. PMID: 3479091.

Pashley DH, Galloway SE. The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol*. 1985;30(10):731–7. PMID: 3866520.

Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent*. 1981;46(5):531–7. PMID: 7028970.

Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res*. 2004;83(3):216–21. doi: 10.1177/154405910408300306. PMID: 14981122.

Pashley EL, Tao L, Derkson G, Pashley DH. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent Mater*. 1989;5(6):375–8. PMID: 2534805.

Pei D, Liu S, Huang C, Du X, Yang H, Wang Y, et al. Effect of pretreatment with calcium-containing desensitizer on the dentine bonding of mild self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2013;121(3 Pt 1):204–10. doi: 10.1111/eos.12047. PMID: 23659244.

Pereira JC, Segala AD, Gillam DG. Effect of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin subjected to different surface pre-treatments-an in vitro study. *Dent Mater*. 2005;21(2):129–38. doi: 10.1016/j.dental.2004.02.007. PMID: 15681011.

Perote LCCC, Kamozaki MBB, Gutierrez NC, Tay FR, Pucci CR. Effect of matrix metalloproteinase-inhibiting solutions and aging methods on dentin bond strength. *J Adhes Dent*. 2015;17(4):347–52. doi: 10.3290/j.jad.a34594. PMID: 26295068.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater*. 1998;14(3):212–21. PMID: 10196798.

Prati C, Chersoni S, Pashley DH. Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding. *Dent Mater*. 1999;15(5):323–31. PMID: 10863428.

Pucci CR, Barbosa NR, Bresciani E, Yui KC, Huhtala MFR, Barcellos DC, et al. Influence of Dentin Deproteinization on Bonding Degradation: 1-year Results. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(12):985–9. PMID: 27965484.

Pucci CR, Gu L-S, Zeng C, Gou Y-P, Tay FR, Niu L-N. Susceptibility of contemporary single-bottle self-etch dentine adhesives to intrinsic water permeation. *J Dent*. 2017;66:52–61. doi: 10.1016/j.jdent.2017.08.010. PMID: 28844892.

Pucci CR, Gu L-S, Zhang H, Song Q, Xia VW, Davis LB, et al. Water-associated attributes in the contemporary dentin bonding milieu. *J Dent*. 2018;74:79–89. doi: 10.1016/j.jdent.2018.04.016.

Reeder OW, Walton RE, Livingston MJ, Pashley DH. Dentin permeability: determinants of hydraulic conductance. *J Dent Res*. 1978;57(2):187–93. doi: 10.1177/00220345780570020601. PMID: 277512.

Rêgo HMC, Alves TS, Bresciani E, Niu L-N, Tay FR, Pucci CR. Can long-term dentine bonding created in real life be forecasted by parameters established in the laboratory? *Sci Rep*. 2016;6(1):37799. doi: 10.1038/srep37799. PMID: 27886272.

Ribeiro CF, Gonçalves SE de P, Yui KCK, Borges AB, Barcellos DC, Brayner R. Dentin bond strength: influence of Er:YAG and Nd:YAG lasers. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013;33(3):373–7. PMID: 23593631.

Rolla JN, Mota EG, Oshima HMS, Júnior LHB, Spohr AM. Nd:YAG Laser Influence on Microtensile Bond Strength of Different Adhesive Systems for Human Dentin. *Photomed Laser Surg*. 2006;24(6):730–4. doi: 10.1089/pho.2006.24.730. PMID: 17199473.

Sakae T, Mishima H, Kozawa Y. Changes in bovine dentin mineral with sodium hypochlorite treatment. *J Dent Res*. 1988;67(9):1229–34. doi: 10.1177/00220345880670091601. PMID: 3166007.

Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*. 1994;10(4):236–40. PMID: 7664990.

Santiago SL, Pereira JC, Martineli ACBF. 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. PMID: 17262143.

Scaramucci T, Borges AB, Lippert F, Frank NE, Hara AT. Sodium fluoride effect on erosion-abrasion under hyposalivatory simulating conditions. *Arch Oral Biol*. 2013;58(10):1457–63. doi: 10.1016/j.archoralbio.2013.06.004. PMID: 23830616.

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. PMID: 9147299.

Scholtanus JD, Purwanta K, Dogan N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of three simplified adhesive systems to caries-affected dentin. *J Adhes Dent*. 2010;12(4):273–8. doi: 10.3290/j.jad.a17545. PMID: 20157668.

Schreiner RF, Chappell RP, Glaros AG, Eick JD. Microtensile testing of dentin adhesives. *Dent Mater*. 1998;14(3):194–201. PMID: 10196796.

Silva GO, Barcellos DC, Pucci CR, Borges AB, Torres CRG. Longitudinal bond strength evaluation using the deproteinized dentin technique. *Gen Dent*. 2009;57(4):328-33; quiz 334-5. PMID: 19903611.

Silva TM, Gonçalves LL, Fonseca BM, Esteves SRMS, Barcellos DC, Damião AJ, et al. Influence of Nd:YAG laser on intrapulpal temperature and bond strength of human dentin under simulated pulpal pressure. *Lasers Med Sci*. 2016;31(1):49–56. doi: 10.1007/s10103-015-1827-1. PMID: 26510575.

Siqueira F, Cardenas A, Gomes GM, Chibinski AC, Gomes O, Bandeca MC, et al. Three-Year Effects of Deproteinization on the In Vitro Durability of Resin/Dentin-Eroded Interfaces. *Oper Dent*. 2018;43(1):60–70. doi: 10.2341/16-308-L. PMID: 29284095.

Takamizawa T, Barkmeier WW, Sai K, Tsujimoto A, Imai A, Erickson RL, et al. Influence of different smear layers on bond durability of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2018;34(2):246–59. doi: 10.1016/j.dental.2017.11.002. PMID: 29146046.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SH. The overwet phenomenon: an optical, micromorphological study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. *Am J Dent*. 1996;9(1):43–8. PMID: 9002816.

Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent*. 2003;16(1):6–12. PMID: 12744405.

Tay FR, Pashley DH, Hiraishi N, Imazato S, Rueggeberg FA, Salz U, et al. Tubular occlusion prevents water-treeing and through-and-through fluid movement in a single-bottle, one-step self-etch adhesive model. *J Dent Res*. 2005;84(10):891–6. doi: 10.1177/154405910508401004. PMID: 16183786.

- Thanatvarakorn O, Nakajima M, Prasansuttiporn T, Ichinose S, Foxton RM, Tagami J. Effect of smear layer deproteinizing on resin–dentine interface with self-etch adhesive. *J Dent*. 2014;42(3):298–304. doi: 10.1016/j.jdent.2013.11.026.
- 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*. 2013a;101(2):303–9. doi: 10.1002/jbm.b.32840. PMID: 23166091.
- Thanatvarakorn O, Nakashima S, Sadr A, Prasansuttiporn T, Thitthaweerat S, Tagami J. Effect of a calcium-phosphate based desensitizer on dentin surface characteristics. *Dent Mater J*. 2013b;32(4):615–21. PMID: 23903644.
- Toledano M, Osorio R, Perdigao J, Rosales JI, Thompson JY, Cabrerizo-Vilchez MA. Effect of acid etching and collagen removal on dentin wettability and roughness. *J Biomed Mater Res*. 1999;47(2):198–203. PMID: 10449630.
- Tung MS, Bowen HJ, Derkson GD, Pashley DH. Effects of calcium phosphate solutions on dentin permeability. *J Endod*. 1993;19(8):383–7. doi: 10.1016/S0099-2399(06)81500-1. PMID: 8263438.
- Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):17–28. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.023. PMID: 21109301.
- Wakabayashi Y, Kondou Y, Suzuki K, Yatani H, Yamashita A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. *Int J Prosthodont*. 1994;7(4):302–6. PMID: 7993540.
- WHO [internet]. Oral health information systems. WHO. 2010. [cited 2018 Oct 8]; Available from: [https://www.who.int/oral\\_health/action/information/surveillance/en/](https://www.who.int/oral_health/action/information/surveillance/en/).
- Zhang Z, Beitzel D, Mutluay M, Tay FR, Pashley DH, Arola D. On the durability of resin–dentin bonds: Identifying the weakest links. *Dent Mater*. 2015;31(9):1109–18. doi: 10.1016/j.dental.2015.06.011. PMID: 26169318.
- Zhou J, Chiba A, Scheffel DLS, Hebling J, Agee K, Niu L-N, et al. Effects of a Dicalcium and Tetracalcium Phosphate-Based Desensitizer on In Vitro Dentin Permeability. *PLoS One*. 2016;11(6):e0158400. doi: 10.1371/journal.pone.0158400. PMID: 27359118.
- Zhou L, Wang Y, Yang H, Guo J, Tay FR, Huang C. Effect of chemical interaction on the bonding strengths of self-etching adhesives to deproteinised dentine. *J Dent*. 2015;43(8):973–80. doi: 10.1016/j.jdent.2015.05.010. PMID: 26054235.

## ANEXO – Parecer do Comitê de Ética

UNESP - INSTITUTO DE  
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -  
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS



**PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**

**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

**Título da Pesquisa:** AVALIAÇÃO DE DIFERENTES TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE NA PERMEABILIDADE E RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE DENTINA HUMANA À RESINA

**Pesquisador:** DANILO DE SOUZA ANDRADE

**Área Temática:**

**Versão:** 2

**CAAE:** 80582417.0.0000.0077

**Instituição Proponente:** Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos - UNESP

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

**DADOS DO PARECER**

**Número do Parecer:** 2.494.504

**Apresentação do Projeto:**

projeto apresentado de acordo com as normas do CONEP

**Objetivo da Pesquisa:**

-O objetivo desse estudo será avaliar e comparar, através de análise in vitro, diferentes técnicas de diminuição da permeabilidade dentinária que possam contribuir para uma maior durabilidade das restaurações em resina composta.

**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

**Riscos:**-Por se tratarem de dentes extraídos, os riscos são mínimos, podendo haver a perda do elemento dentário, durante o manuseio do mesmo no presente estudo.

**Benefícios:**- A partir dos resultados do estudo será possível verificar qual o melhor parâmetro de laser a ser aplicado na dentina com o intuito de melhorar a resistência de união

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

As pendências foram atendidas

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Termo de cessão de dentes apresentado.

**Endereço:** Av.Engº Francisco José Longo 777

**Bairro:** Jardim São Dimas

**CEP:** 12.245-000

**UF:** SP

**Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS

**Telefone:** (12)3947-9078

**Fax:** (12)3947-9010

**E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br

**UNESP - INSTITUTO DE  
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -  
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS**



Continuação do Parecer: 2.494.504

**Recomendações:**

Recomenda-se arrumar as hipóteses que estão na plataforma.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Foram atendidas as pendência do primeiro parecer.

**Considerações Finais a critério do CEP:**

O Colegiado acata o parecer do(a) Relator(a).

O (a) pesquisador(a) irá receber e-mail da Secretaria do CEPH-ICT-CAMPUS DE SJCAMPOS-UNESP, para envio de relatórios parciais/final, para não incorrer na penalidade de não o fazendo, em não ter novas submissões avaliada pelo Comitê de Ética, até que sane a pendência de envio do relatório, na forma de notificação através do sistema da Plataforma Brasil. Obs: - No site do [www.ict.unesp.br](http://www.ict.unesp.br) – Comitê de Ética Envolvendo Seres Humanos, encontrará o formulário para envio do Relatório parcial/final.

**Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:**

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_942895.pdf	29/01/2018 17:38:12		Aceito
Outros	formulariospend.doc	29/01/2018 17:37:55	DANILO DE SOUZA ANDRADE	Aceito
Outros	projetoformulado.docx	29/01/2018 17:37:35	DANILO DE SOUZA ANDRADE	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.pdf	29/11/2017 14:15:18	DANILO DE SOUZA ANDRADE	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto.pdf	29/11/2017 14:12:27	DANILO DE SOUZA ANDRADE	Aceito
Outros	termocessao.pdf	29/11/2017 14:09:31	DANILO DE SOUZA ANDRADE	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Endereço:** Av. Engº Francisco José Longo 777  
**Bairro:** Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000  
**UF:** SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS  
**Telefone:** (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@foajc.unesp.br

UNESP - INSTITUTO DE  
CIÊNCIA E TECNOLOGIA -  
CAMPUS DE SÃO JOSÉ DOS



Continuação do Parecer: 2.494.504

SAO JOSE DOS CAMPOS, 12 de Fevereiro de 2018

---

Assinado por:  
Denise Nicodemo  
(Coordenador)

**Endereço:** Av. Engº Francisco José Longo 777  
**Bairro:** Jardim São Dimas **CEP:** 12.245-000  
**UF:** SP **Município:** SAO JOSE DOS CAMPOS  
**Telefone:** (12)3947-9078 **Fax:** (12)3947-9010 **E-mail:** ceph@fosjc.unesp.br