

**JOSÉ FERNANDO SCARELLI LOPES**

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO E LIMITE DE FADIGA DE NICHOS  
CONFECCIONADOS EM RESINA COMPOSTA E CIMENTOS  
À BASE DE IONÔMERO DE VIDRO**

Dissertação apresentada à  
Faculdade de Odontologia de Araraquara,  
da Universidade Estadual Paulista, Júlio  
de Mesquita Filho, como parte dos  
requisitos para obtenção do título de  
Mestre em Reabilitação Oral (Área de  
concentração:Prótese).

**Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani**

ARARAQUARA  
2003

Lopes, José Fernando Scarelli

Resistência de união e limite de fadiga de nichos confeccionados em resina composta e cimentos à base de ionômero de vidro / José Fernando Scarelli Lopes. – Araraquara : [s.n.], 2002.

140 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani

1. Ionômeros de vidro      2. Prótese parcial removível      3. Limite de fadiga.      I. Título.

# DADOS CURRICULARES

## José Fernando Scarelli Lopes

NASCIMENTO	06.05.1969 – Bauru/SP
FILIAÇÃO	Leão Gregório Lopes Guerrero Elza Scarelli Lopes
1990/1993	Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Marília/SP
1994/1995	Residência Odontológica no Setor de Periodontia do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo HRAC-USP
1996	Cirurgião-dentista do Setor de Prótese do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais, da Universidade de São Paulo HRAC-USP.
1997	Professor do Departamento de Prótese da Universidade do Sagrado Coração –USC-Bauru/SP
1999/2000	Curso de Atualização em Implantodontia, promovido pelo Instituto de Ensino Odontológico-IEO-Bauru/SP
2001/2002	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral (Prótese), nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP

# Dedicatória

**A** **DEUS** por me dar força e coragem, que me permitiram realizar esta importante conquista;

**A** minha **ESPOSA Mônica** pelo amor, paciência e compreensão durante toda a minha jornada.

Sem a sua presença este trabalho com certeza não se realizaria. Minha eterna gratidão...

**A**os meus **PAIS**

**Leão Gregório Lopes Guerrero**  
e  
**Elza Scarelli Lopes**

Que, independente das dificuldades, nunca mediram esforços para que seus filhos pudessem ter o que a vida não lhes ofereceu.

Se o que consegui realizar, em toda a minha existência, puder ser útil a alguém, esse alguém, por favor, agradeça a meus pais...

**A** minha **IRMÃ Ana Lúcia** pelas palavras de incentivo, apoio e amizade sempre constante em nossas vidas, minha eterna gratidão.

# Agradecimento Especial

**A**o Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani, pelo

exemplo de profissionalismo, dedicação e postura ética a serem seguidos. Meu muito obrigado pelos constantes ensinamentos, pela compreensão e paciência o que, sem dúvidas, tornou possível uma importante etapa de minha vida.

# Agradecimentos

**A**

minha nova família

**Sr. José Waldemarin, Sra. Elizabeth, Mirela e James,**  
meus sinceros agradecimentos pela compreensão aos inúmeros  
momentos ausentes.

**A**

o **Prof. Dr. João Henrique Nogueira Pinto,** diretor

administrativo do Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais da  
Universidade de São Paulo-USP pelo, profissionalismo, humanismo e  
simplicidade a serem seguidos. Com certeza o grande responsável pela  
conquista desta importante etapa. Incentivador da minha carreira, sempre  
acreditando no meu trabalho e permitindo o meu crescimento. Uma  
amizade que cultivarei para sempre.

# Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached**, diretor da Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP, pela oportunidade;

À **Profa. Dra. Ana Lúcia Machado** coordenadora do Curso de Pós-Graduação em reabilitação Oral – Área de prótese, pela seriedade e postura e oportunidade de aprendizado;

Às Professoras do Departamento de Prótese Parcial Removível, **Profa. Dra. Eunice e Profa. Dra. Ana Cláudia** pelos preciosos ensinamentos que me transmitiram;

Ao **Prof. Dr. Luiz Geraldo**, agradeço pela dedicação em todas etapas laboratoriais, pela receptividade, e pela nova amizade que construímos.

À todos os professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial aos professores **Dr. José Cláudio, Dr. Carlos Cruz e Dr. Gelson** pelos ensinamentos e compreensão frente as minhas dificuldades;

A todos os colegas da Pós-graduação, agradeço pelo aprendizado e convivência agradável;

Aos colegas **Márcio Ticianelli, André, Eduardo e Fabiano** pelo companheirismo e grande ajuda que me prestaram durante esta jornada;

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológico e Prótese pela acolhida, em especial a **Sra. Lúcia e Sra. Marta**;

Aos funcionários da Pós-Graduação, sempre dispostos a ajudar as nossas necessidades;

Aos funcionários da Biblioteca do Campus de Araraquara, pelo auxílio e orientação;

# Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. José Alberto de Souza Freitas**, Superintendente do Hospital de Anomalias Craniofaciais da Universidade de São Paulo (HRAC-USP), pela oportunidade de fazer parte do corpo clínico deste hospital;

Ao **Prof. Dr. Heli Benedito Brosco**, Diretor da Área Odontológica do HRAC-USP por me permitir realizar o curso de Pós-Graduação;

Ao **Prof. Dr. Laerte Fiori de Godoy**, Diretor Técnico do Setor Odontológico do HRAC-USP, pelo companheirismo, ajuda e confiança em mim depositados;

As funcionárias **Emília e Sibebe** e aos **residentes** do Setor de Prótese do HRAC-USP pela compreensão dos períodos ausentes;

À Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, por possibilitar a utilização do microscópio eletrônico;

Ao **Prof. Dr. José Roberto Lauris** da Faculdade de Odontologia de Bauru-USP pelo planejamento e análise estatística dos resultados;

À **Irmã Maria Isabel Leite**, coordenadora do curso de Odontologia da Universidade do Sagrado Coração de Bauru - USC, pelo incentivo e oportunidade;

Ao **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, pelos ensinamentos e incentivos a minha carreira, depositando confiança em meu trabalho. Pela revisão deste trabalho, minha gratidão;

Aos colegas professores do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da USC, Ana Aída, Daniela, Eduardo, Fátima Gilmar, Ivete, João Henrique, Juliana, Pedro, Dr. Rubens, Regina, Sérgio Walter e, pela compreensão e companheirismo.



A todos aqueles que, embora não estejam aqui citados, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho fosse realizado,

**os meus sinceros agradecimentos.**

# SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS .....	11
1. INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISÃO DA LITERATURA .....	22
3. PROPOSIÇÃO.....	70
4. MATERIAL E MÉTODO .....	72
5. RESULTADOS.....	87
5.1. RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO .....	87
5.2. LIMITE DE FADIGA .....	92
5.3. MICROSCOPIA ELETRÔNICA .....	96
6. DISCUSSÃO.....	105
7. CONCLUSÃO .....	120
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	122
ANEXO .....	129
RESUMO .....	133
ABSTRACT.....	136

# Lista de Abreviaturas

N -	Newton	Força
W -	Watt	Potência
Pa -	Pascal	Pressão
Kg/f -	Quilograma/força	
mW/cm <sup>2</sup> -		Comprimento de onda luminosa

# Introdução

# 1. INTRODUÇÃO

**D**entre os diversos componentes das próteses parciais removíveis encontram-se os elementos de suporte, intimamente relacionados com os dentes pilares e rebordo residual do paciente. Dessa forma, um planejamento e plano de tratamento adequados devem ser realizados com o objetivo de favorecer uma correta transmissão e distribuição de forças oclusais para o rebordo residual e para os dentes pilares, prevenindo, assim, a incidência de forças nocivas sobre estas estruturas. Com relação aos apoios oclusais, diversos autores relataram a importância dos apoios na transmissão das forças oclusais para os dentes pilares das próteses parciais removíveis. Henderson, Seward<sup>25</sup>, Latta Júnior<sup>31</sup>, McCracken<sup>33</sup>, Schuyler<sup>46</sup>, Todescan et al<sup>51</sup> descreveram o apoio como sendo o componente do grampo cuja principal função é assegurar que as cargas exercidas sobre os dentes artificiais durante a função mastigatória sejam transmitidas aos dentes pilares de maneira adequada, dirigindo as forças que incidem durante a mastigação paralelamente ao longo

eixo dos dentes pilares. Seiden<sup>47</sup> (1949) salientou que os apoios contribuem para a prevenção de injúrias e compressão dos tecidos moles sob a base da prótese parcial removível, mantendo ainda, o correto posicionamento dos grampos em relação ao equador protético. Além disso, esses componentes podem atuar como retentores indiretos, reduzindo a amplitude de movimentação das bases das próteses de extremidade livre, prevenir a impacção de alimentos entre o grampo e a superfície proximal do dente pilar; preencher pequenos diastemas onde o espaço é insuficiente para a colocação de dentes artificiais; restabelecer os contatos oclusais quando o pilar está inclinado mesialmente e prevenir a extrusão do dente pilar quando este não possuir antagonista.

Esses apoios devem estar localizados nas superfícies funcionais dos dentes pilares. Entretanto, os dentes de suporte não possuem anatomia adequada para o alojamento de apoios e, portanto, modificações anatômicas, denominadas de nichos, devem ser realizadas para que os apoios possam ser corretamente assentados na superfície do dente pilar e desempenhar adequadamente suas funções.

A superfície oclusal dos dentes posteriores tem sido indicada como a mais favorável para a localização de apoios oclusais, porque possibilita a transmissão das forças

no sentido axial do dente pilar. Schuyler<sup>46</sup> (1947) e Henderson; Seward<sup>25</sup> (1967), afirmaram que essas forças no sentido axial podem ser mais facilmente dissipadas pelas fibras do ligamento periodontal, prevenindo a incidência de forças nocivas além do limiar de tolerância fisiológica, mantendo, assim, a homeostasia do periodonto de proteção e sustentação.

Em dentes anteriores, os nichos podem ser realizados nas suas superfícies incisais ou no cíngulo, porém, para McCracken<sup>33</sup> (1951) e Latta Junior<sup>31</sup> (1988); os apoios incisais, comparados aos apoios linguais, são mal localizados em relação à transmissão de cargas ao dente pilar. Por estarem mais distantes do longo eixo do dente, esses apoios dificultam a dissipação de forças, o que os tornam menos eficazes em relação aos nichos linguais. Além de não serem estéticos, os nichos incisais podem, ainda, comprometer a oclusão em situações em que o sobrepasso vertical e o horizontal se apresentarem reduzidos.

Dessa forma, a colocação de apoios sobre o cíngulo deve ser preferida sempre que as condições anatômicas permitirem<sup>33</sup>. No entanto, o preparo de nichos em dentes anteriores, particularmente incisivos inferiores, é um procedimento difícil por apresentarem pouca espessura de

esmalte na face lingual, o procedimento pode, ainda, colocar em risco a vitalidade pulpar desses dentes devido à proximidade do preparo em relação à polpa dentária.

Diversos autores têm pesquisado meios de alteração na anatomia da superfície lingual de dentes anteriores com o objetivo de permitir a correta localização de apoios<sup>12,27,30,32,33,58</sup>. McCracken<sup>33</sup>, (1956); McArthur<sup>32</sup> (1986) relataram que, nos dentes caninos superiores, os nichos podem ser confeccionados com amálgama, pois esses dentes apresentam a superfície lingual mais volumosa. Ivanhoe<sup>27</sup> (1985) descreveu um método para confecção de nichos na lingual de caninos utilizando uma fresa circular para realizar nichos em forma de “u”, tendo obtido resultados satisfatórios para colocação de apoios em dentes com pouca espessura de esmalte. Já outros autores, como Wiltshire<sup>58</sup> (1986); Lacy<sup>30</sup> (1991), descreveram meios mais invasivos, como a utilização de próteses adesivas com nicho metálico fundido na região palatina de dentes caninos ou a utilização de coroas fresadas como sugerido por Chandler; Brudvik; Fisher<sup>12</sup> (1973). Em relação a coroas fresadas, Krol<sup>29</sup> (1973) relatou que as confeccionadas com ligas áureas necessitam mais desgastes para que o nicho possa ter, no mínimo, 1,5 mm de



profundidade para permitir a quantidade suficiente de metal no respectivo apoio.

As alternativas de tratamento mencionadas anteriormente, antes consideradas aplicáveis, atualmente são apontadas como iatrogênicas, tendo em vista a necessidade de remoção de grande quantidade de estrutura dental para a sua execução. Com a evolução da odontologia adesiva, iniciada por Buonocore<sup>9</sup> (1955) e, posteriormente, com o desenvolvimento da molécula orgânica de BisGMA por Bowen<sup>6</sup> em 1962, composição básica das resinas compostas até os dias de hoje, constantes pesquisas vêm sendo desenvolvidas com o objetivo de aprimorar os materiais restauradores e as técnicas de restaurações, objetivando a preservação das estruturas dentárias.

Dessa forma, autores como Piirto; Eerikäinen; Diirilä<sup>40</sup> (1977); Seto; Caputo<sup>48</sup> (1986); Thoth et al<sup>53,54</sup> (1986); Costa et al<sup>15</sup> (1988); Latta Junior<sup>31</sup> (1988); Taylor; Gerrow; Brudvik<sup>50</sup> (1988); Costa et al<sup>14</sup> (1991) e Yard; Butler; Render<sup>59</sup> (1998), indicaram a confecção de nichos na face lingual de dentes anteriores, utilizando a resina composta como material restaurador, por se tratar de uma técnica simples, reversível e que não envolve perda da estrutura dental. Além disso, as

resinas compostas são materiais resistentes ao desgaste por ação de ligas de Co-Cr<sup>44</sup>. É importante salientar que nichos confeccionados em resina composta são constantemente submetidos às forças cíclicas provenientes do apoio oclusal, principalmente durante a atuação de forças mastigatórias, podendo comprometer a resistência de união ao esmalte obtida inicialmente<sup>18,52</sup>.

Na década de 70, quando foi elaborado o ionômero de vidro por Wilson; Kent<sup>56</sup> (1971), esses autores, afirmaram que a composição básica do pó era de óxidos de alumínio e de cálcio, fluoretos e fosfato de alumínio, sendo o líquido composto por uma solução aquosa de ácido poliacrílico, ácido itacônico e ácido maleico, resultando num sal hidratado por meio da reação ácido-base<sup>56</sup>. Este material apresenta adesão química à estrutura dentária, e, após a reação de presa, o material demonstra propriedades excelentes como: coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dental, liberação de flúor e uma adequada compatibilidade biológica<sup>21,23</sup>. Tem sido verificada, ainda, a capacidade desse material em se unir à dentina, ao aço inoxidável, ao estanho, à platina e ao ouro revestido por óxido de estanho, como resultado da reação entre vários grupos carboxílicos livres para formar pontes de hidrogênio que

determinam uma adesão em primeiro estágio. As pontes de hidrogênio substituídas por uniões metalo-iônicas tornam o cimento de ionômero de vidro firmemente aderido ao substrato, como foi citado por Mclean, Wilson<sup>34</sup> em 1977. A sensibilidade à umidade e a baixa resistência inicial dos ionômeros de vidro têm sido apontadas como principais desvantagens destes materiais, limitando suas indicações.

Com o objetivo de superar essas limitações, mantendo-se, porém as vantagens descritas anteriormente dos ionômeros de vidro convencionais, foram desenvolvidos os ionômeros de vidro modificados por resina. Um fundamento lógico para a modificação dos ácidos poliacrílicos contendo grupos funcionais de metacrilatos é o de reduzir a sensibilidade dos cimentos de ionômero de vidro à água<sup>21</sup>. Tem sido observado que a resistência à tração diametral dos ionômeros de vidro modificados por resina é maior que aquela apresentada pelos ionômeros de vidro convencionais<sup>7,23</sup>. Esse aumento na resistência é atribuído principalmente à maior quantidade de deformação plástica que pode ocorrer antes que a fratura ocorra. Além disso, a biocompatibilidade dos cimentos de ionômeros de vidro modificados por resina pode ser comparada à dos ionômeros de vidro convencionais, como descrito por Anusavice<sup>3</sup> (1998).

Atualmente não existem na literatura relatos de confecção de nichos utilizando ionômero de vidro convencional ou modificado por resina composta. Tendo em vista as propriedades favoráveis desses materiais como adesão às estruturas dentárias e liberação contínua de flúor, bem como os avanços recentes desses materiais, o presente estudo *in vitro* tem como objetivo avaliar a resistência de união ao esmalte dentário e limite de fadiga de uma resina composta e dois ionômeros de vidro, sendo um convencional e um modificado por resina.

# Revisão de Literatura

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

**R**eportando-se à biomecânica e construção das próteses parciais removíveis, Roach<sup>43</sup> (1930) afirmou a importância dos apoios quanto à sua complexidade no planejamento e na distribuição de forças aos dentes pilares, uma vez que existe uma morfologia bastante variada dos dentes pilares, exigindo do profissional conhecimentos biomecânicos para uma correta confecção dos nichos e colocação dos apoios.

Schuyler<sup>46</sup> (1947) observou que os apoios de prótese parcial removível que estão localizados em uma superfície inclinada, principalmente na lingual, sem um preparo da estrutura dental podem deslizar facilmente em direção gengival, acarretando a vestibularização dos dentes e conseqüentemente a destruição do periodonto de proteção e sustentação, sendo grandes responsáveis pelo insucesso da reabilitação oral utilizando próteses parciais removíveis.

Os estudos de Bowen<sup>6</sup>, iniciados no final da década de 60, possibilitaram o desenvolvimento das resinas compostas. O autor iniciou suas pesquisas, reforçando as resinas epóxicas com partículas de carga. Entretanto, o sucesso maior foi alcançado em 1962, quando desenvolveu a molécula orgânica de BisGMA. Por meio dessa

descoberta, teve origem a composição básica das resinas compostas que, com algumas alterações, é mantida até os dias atuais. A incorporação de cargas inorgânicas à matriz orgânica de BisGMA, apresentando um agente de união para coligar esses dois componentes, deu origem às resinas compostas.

Manly; Vinton<sup>35</sup> (1951), com o objetivo de estudar as forças que incidem nos dentes em indivíduos portadores de prótese parcial removível, observaram que na área dos dentes incisivos, em um total de 100 pacientes avaliados, houve uma variação de força de 0,9 Kg a 44,9 Kg (8,8 a 440 N) na região de molar e de 0,45 Kg a 37,7 Kg (4,41N a 369,60N) na região dos incisivos, com média de 12,3 Kg (120,5N) para a região de molares e 8,2 Kg (80,39N) para a região de incisivos.

Em um estudo realizado por Yuskstas; Curby<sup>60</sup> (1953) sobre a quantidade de forças que incidem nos dentes durante a mastigação de vários tipos de alimento, observaram que os alimentos duros necessitavam de uma força de 12 Kg (117 N) para serem mastigados e que a maioria dos alimentos exigiu uma força oclusal entre 0,3 Kg a 1,8 Kg (2,94 N a 17, 64 N). Próteses totais e próteses parciais também exerceram forças semelhantes durante a mastigação. Os autores concluíram, ainda, que os alimentos mais macios eram mastigados na região dos primeiros molares e os mais duros na região dos primeiros pré-molares, e que os segundos pré-molares trituravam ambos os tipos de alimento. Os alimentos cozidos reduziram a força máxima em 50% a 70%

e também reduziram a força total necessária para alcançar a deglutição em 83% a 96%.

Buonocore<sup>9</sup> (1955) estudou a retenção de resinas em superfícies de esmalte condicionadas com ácido oxálico a 10% dissolvido em ácido fosfórico a 50% contendo tungstênio de sódio e ácido fosfórico a 85%. Utilizaram dentes humanos extraídos (incisivos superiores e inferiores, pré-molares e molares) nos quais, após o condicionamento da superfície vestibular do esmalte, por 30 segundos, foram realizadas restaurações com 5 mm de diâmetro. Para comparar a adesividade dos materiais, executaram testes periódicos de resistência na tentativa de remover a resina que foi inserida segundo as instruções do fabricante. Os testes *in vitro* mostraram resultados favoráveis, e o autor repetiu o trabalho *in vivo*, para o qual preparou um grupo controle sem o condicionamento da superfície de esmalte e cujas restaurações se desprenderam sem o emprego de qualquer força, num intervalo de aproximadamente 12 horas. Dentre os 15 dentes onde foram empregados condicionamento com solução de oxálico a 10% dissolvido em ácido fosfórico 50%, contendo tungstênio e sódio, somente 3 restaurações se desprenderam sozinhas e 12 restaurações foram removidas após uma semana com instrumentos manuais. Nos testes realizados com condicionamento de ácido fosfórico 50%, as restaurações permaneceram por 90 dias quando, então, foram removidas com instrumento e força digital.



McCracken<sup>33</sup> (1956) relatou que a técnica utilizada para confecção de nichos em dentes posteriores é relativamente diferente em relação à empregada para os dentes anteriores. No entanto, os nichos devem ser mais profundos na porção central do preparo para que as forças sejam aplicadas o mais próximo do longo eixo do dente e que não interfiram na oclusão. Existem três maneiras de se confeccionar nichos para as próteses parciais removíveis em dentes anteriores. Nos dentes caninos superiores, os nichos podem ser realizados em amálgama na superfície lingual, quando esta face apresenta-se mais côncava. Porém, este nicho não pode ser confeccionado para o canino inferior, uma vez que a anatomia de sua face lingual é muito verticalizada em relação ao seu longo eixo. Uma outra maneira é a confecção do nicho em coroa parcial metálica fundida, ou ainda, realização de nicho localizado na face incisal, onde a estética e a transmissão de forças seriam comprometidas. A colocação de apoios sobre o cingulo deve ser preferencialmente realizada sempre que as condições anatômicas permitirem. Além disso, nichos em amálgama não devem ser utilizados nos dentes ântero-inferiores devido a pouca espessura de esmalte e dentina na face lingual. Este procedimento pode colocar em risco a vitalidade pulpar desses dentes tendo em vista a proximidade do preparo cavitário em relação à polpa dentária.

Seiden<sup>47</sup> (1958) relatou que, para que as próteses parciais removíveis realizem suas funções adequadamente, é necessário que os

apoios oclusais em conjunto com os grampos exerçam as mesmas funções que os dentes pilares nas próteses parciais fixas. As funções dos apoios são: dirigir forças que incidam durante a mastigação, paralelas ao longo eixo dos dentes pilares; o apoio deve oferecer uma parada, prevenindo injúrias e deslocamento dos tecidos moles sob a prótese parcial removível; manter em sua adequada posição em relação ao equador protético o grampo que normalmente está unido ao apoio oclusal; funcionar como um retentor indireto em bases de prótese de extremo livre; ajudar a manter a prótese em posição; transmitir aos dentes pilares parte da força lateral aplicada à prótese durante a mastigação; prevenir ou reduzir a impacção de alimentos entre o grampo e a superfície proximal do dente pilar; em alguns casos, preencher pequenos diastemas onde o espaço é insuficiente para a colocação de dentes artificiais; atuar como um braço rígido de um grampo de retenção; restabelecer os contatos oclusais quando o pilar está inclinado mesialmente; prevenir a extrusão do dente pilar.

A confecção de uma prótese parcial removível, para Henderson; Seward<sup>25</sup> (1967), exige muitos cuidados em relação ao planejamento, respeitando os princípios biomecânicos, principalmente quando as cargas oclusais forem transmitidas aos dentes pilares através dos apoios da prótese alojados sobre nichos, considerando-se que essa carga deve estar dentro dos limites de tolerância fisiológica do osso alveolar. A manutenção e a homeostasia de todo o sistema

estomatognático são objetivos primários das próteses parciais removíveis, uma vez que essas situações só podem ser alcançadas se todas as cargas oclusais estiverem incidindo ao longo eixo do dente pilar.

Outro grande avanço na área dos materiais restauradores aconteceu na década de 70, quando Wilson; Kent<sup>56</sup> criaram o cimento de ionômero de vidro, cuja composição básica do pó era óxido de alumínio, óxido de cálcio, fluoretos e fosfatos de alumínio e do líquido, uma solução aquosa de ácido poliacrílico, ácido itacônico, ácido maleico. A reação de presa desse material é essencialmente do tipo ácido-base e resulta num sal hidratado. Essa reação promove a adesão do cimento à estrutura dentária, e, após o endurecimento, demonstra propriedades excelentes como: coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dental, liberação de flúor e uma adequada compatibilidade biológica.

Krol<sup>29</sup> (1973) fez uma descrição de como devem ser as características dos preparos de nichos em dentes pilares que irão receber uma prótese parcial removível. Nos arcos com extremo livre, o autor salientou que os nichos devem ser realizados nas mesiais dos retentores diretos, em esmalte, cujo formato deve ser triangular, envolvendo a crista marginal numa profundidade de 1,5 mm e com o ápice voltado para o centro do dente, onde o desgaste deve ser ainda mais profundo. Os desgastes efetuados devem permitir que o volume do apoio seja suficiente para suportar as cargas mastigatórias sem que ocorra fratura, deformação ou deslocamento dentro do nicho. O autor também

recomendou que os nichos devam ser arredondados e polidos em sua superfície interna para evitar que haja pontos localizados de força. Devido à grande possibilidade de envolvimento da estrutura dentinária ao realizar-se nichos em dentes inferiores, o autor recomendou a realização de restaurações com lâmina de ouro, amálgama ou outros materiais.

Para as reabilitações orais com próteses parciais removíveis, Chandler; Brudvik; Fisher<sup>12</sup> (1973) propuseram o preparo de dentes pilares para receberem coroas frezadas, evitando, dessa forma, sobrecontorno das coroas de dentes pilares que possuem grampos extracoronários. O método envolve confecção de coroas já com nichos e planos-guia. Nichos linguais metálicos são utilizados em coroas de dentes anteriores, permitindo que a força de alavanca do grampo seja diminuída pela menor extensão do braço, resultando num menor estresse transmitido ao dente. Com o posicionamento da prótese, o nicho será preenchido pelos apoios devolvendo as características anatômicas do dente pilar. Os erros mais comuns que podem ocorrer com essa técnica são os sobrecontornos da prótese assentada sobre os nichos nos dentes anteriores superiores, principalmente em indivíduos com sobremordida profunda, em que não há espaço para o apoio e o nicho.

Retief<sup>42</sup> (1974) estudou a adesão ao esmalte de cimentos utilizados com finalidade ortodôntica. Para isso utilizou 105 dentes recém-extraídos e construiu corpos-de-prova com a face vestibular previamente polida, onde foi adaptada uma matriz de 6 mm de diâmetro para

padronizar a área dos testes. Utilizou como solução para tratamento de superfície o ácido fosfórico a 50% durante 1 minuto. O agente adesivo e o material restaurador foram utilizados seguindo as instruções do fabricante, e o material restaurador foi aplicado sobre a superfície dental com o auxílio de matrizes de poliéter. Os corpos-de-prova permaneceram armazenados em água a 37°C durante 24 horas precedentes aos testes. Para análise dos resultados, utilizou a microscopia eletrônica de varredura com aumentos de até 45.000 vezes. O autor afirmou que, para uma correta avaliação da área de fratura, ela deve ser feita com microscopia eletrônica de varredura, pois somente desta forma é possível identificar-se fraturas no esmalte e os “tags” formados pelo adesivo na superfície do esmalte.

Draughn<sup>19</sup> (1977) estudou o limite de fadiga de cinco resinas (Adaptic 93mN/cm<sup>2</sup>, Portrait 75,893mN/cm<sup>2</sup>, Concise 120,6 mN/cm<sup>2</sup>, Prestige 130,9 mN/cm<sup>2</sup>, Restodont 173,3 mN/cm<sup>2</sup>), através de testes de compressão cíclica em água à 37°C numa velocidade de 2 ciclos por segundo. O limite de fadiga foi determinado quando o material suportasse 15000 ciclos sem ocorrer a fratura. O material que apresentou partículas de dimensões reduzidas e formato esférico obteve melhor desempenho nos ensaios de fadiga. O autor foi um dos primeiros a estudar a fadiga das resinas compostas utilizando o método de escada.

Mclean; Wilson<sup>34</sup> (1977) Avaliaram as formulações e as propriedades do cimento de ionômero de vidro convencional e

ressaltaram que o desenvolvimento desses materiais teve como objetivo combinar as melhores propriedades do cimento de silicato e cimento de poliacrilato. Apesar da impossibilidade de combinarem todas essas propriedades, não se discute a grande habilidade desse material em se unir ao esmalte e dentina por atração iônica e polar (adesão físico-química). De acordo com os autores, a união dos cimentos de ionômero de vidro convencional de presa química ao esmalte, à dentina, ao aço inoxidável, ao estanho ou à platina e ao ouro revestidos por óxidos de estanho, deve-se provavelmente à reação entre vários grupos carboxílicos (COOH), livres para formar pontes de hidrogênio, que promovem um molhamento do substrato, determinando em adesão em um primeiro estágio. É também provável que, com o endurecimento do cimento, as pontes de hidrogênio sejam substituídas por uniões metalo-iônicas, tornando o cimento de ionômero de vidro firmemente aderido ao substrato. A adesão parece resultar de interações iônicas pelo fato do cimento e os substratos mencionados terem uma natureza polar.

Com o objetivo de alterar o contorno dentário Piirto; Eerikäinen; Siirilä<sup>40</sup> (1977) utilizaram a resina composta, modificando dessa forma o equador protético e o grau de retenção de dentes pilares à prótese parcial removível. A resina composta foi utilizada na face vestibular para oferecer retenção ao grampo de retenção da prótese. A prótese, no entanto, foi inserida e removida, nesses dentes pilares, cerca de 5.000 vezes. Somente 2 das 114 alterações do contorno em resina

composta se soltaram. A retenção inicial conseguida foi, em média, de 18 N e após 5.000 inserções, e a equivalente a aproximadamente 5 a 6 anos de uso na boca, era de 50% da inicial.

Helkimo; Carlsson; Helkimo<sup>24</sup> (1977) realizaram um estudo para avaliar a magnitude de forças geradas na região de dentes molares e incisivos, em homens e mulheres com idade variando entre 15 e 65 anos. Após análise dos resultados, os autores verificaram que, para o grupo masculino em estudo, a força de mordida na região de molares foi de 39 Kg (382,3N) e na região incisal foi de 18 Kg (176,4N). O valor de média máximo observado para o grupo das mulheres foi de 22 Kg (215,6N) para a região de molares e de 11 Kg (107,8N) para a região de incisivos. Observou-se ainda que a diferença entre homens e mulheres foi maior quando todos os indivíduos apresentavam dentição natural em relação aos portadores de próteses parciais removíveis e próteses totais. Além disso, observou-se menos força de mordida em pessoas mais idosas, particularmente do sexo feminino. Notou-se também que, em ambos os sexos, a força de mordida foi menor entre os portadores de próteses totais, indicando que, quanto mais dentes naturais os indivíduos possuem, maior é a intensidade de mordida.

O método de escada foi utilizado por Draughn<sup>18</sup> em 1979, que testou 7 resinas compostas para restaurações estéticas. Para a confecção dos corpos de prova, utilizou uma matriz de aço preenchida com o auxílio de uma seringa Centrix®, com a qual foram feitos 15

corpos-de-provas de cada material, com 3 mm de diâmetro e 5,7 mm de comprimento. Passados 15 minutos após o preenchimento das matrizes, os modelos foram planificados com o auxílio de pontas de silicone de granulação 240. Após 30 minutos, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C durante 2 semanas precedentes aos testes, realizados em uma máquina de testes, também a 37°C. Para o teste foram realizados 5.000 ciclos com a velocidade de 2Hz e o valor de decréscimo ou aumento da força cíclica foi um valor constante de 6,9 MPa. Nesse estudo constatou que a média do limite de fadiga para os 7 compósitos é de 64% da resistência à compressão dos materiais. Os resultados demonstraram que a resistência dos compósitos é diminuída após a aplicação de forças cíclicas.

Coury et al<sup>16</sup> (1982) avaliaram a magnitude da adesão de um cimento de ionômero de vidro (ASPA) em esmalte e dentina quando submetido à força de cisalhamento. Trinta dentes humanos recém-extraídos foram utilizados e divididos em três grupos, tendo-se que o primeiro grupo foi desgastado até a obtenção de superfície de esmalte puro, o segundo grupo até a obtenção de superfície mista de esmalte e dentina, e os corpos-de-prova do terceiro grupo foram desgastados até que se obtivesse uma superfície pura de dentina. Após as superfícies serem limpas com auxílio de uma pasta de zircônio, o material foi manipulado segundo as instruções do fabricante e inserido em uma matriz que proporcionava uma superfície de contato de 4,6 mm de diâmetro do



dente com o material. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento após armazenagem durante uma semana em umidade relativa de 100%. Na microscopia eletrônica de varredura (400X), pôde-se observar que a fratura do material nos testes com a superfície de esmalte foram preponderantemente coesivas (3,8 MPa + 0,4), enquanto, nos testes realizados com superfície de dentina, a fratura do material foi coesiva e adesiva (2,5 MPa + 0,3).

Souza<sup>49</sup> (1982) descreveu o método de escada, testando primeiramente um corpo-de-prova a um valor de tensão próximo ao valor estimado do limite de fadiga para economizar tempo para a realização do experimento. Se houvesse o rompimento do corpo-de-prova após atingir um número estipulado de ciclos, diminuía-se a tensão em um valor fixo que deve ser mantido constante durante todo o ensaio. Esse processo seria, então, repetido abaixando-se a tensão até atingir um valor que não produzisse o rompimento. Após atingir esse estágio, o valor seria novamente reduzido e assim sucessivamente até completar, no mínimo, 15 corpos-de-prova. Para determinar o limite de fadiga médio, considerou-se o evento menos freqüente, rompimento ou subsistência do material, construindo-se uma tabela. A partir de dados fornecidos pela tabela, aplicam-se duas equações que forneceram o desvio padrão e o valor médio do limite de fadiga. O autor ainda relatou que o estudo da fadiga é de grande importância para o estudo de peças sujeitas a tensões cíclicas e definiu o limite de fadiga como sendo o valor limite de tensão abaixo do

qual o material pode suportar um número infinito de ciclos regulares sem se romper. Portanto, a resistência à fadiga é conceituada como sendo o valor máximo de tensão suportada para um dado número de ciclos, sem que ocorra o rompimento do material. Quando esforços dinâmicos repetidos são aplicados, o material pode romper-se com uma carga inferior à tensão máxima atingida nos ensaios estáticos de tração ou compressão.

Powis et al<sup>41</sup>. (1982) investigaram qual a melhor solução para o condicionamento do esmalte e da dentina para a adesão do ionômero de vidro. As soluções mais efetivas foram ácido poliacrílico 25%, ácido tânico por apresentarem alto peso molecular, limparem e umectarem a superfície, constituindo grupos multifuncionais capazes de interagir com o substrato sem formar complexos solúveis. Essas substâncias não alteram de modo significativo a morfologia da superfície do esmalte ou da dentina, o que ocorre com substâncias de alto peso molecular, como o ácido cítrico e o EDTA, que dissolvem o material calcificado da estrutura dentária. Os autores observaram também que, com determinados tratamentos de superfície, a resistência de união entre o cimento e as estruturas dentárias foram superiores.

Ewoldesen et al<sup>20</sup>. (1985) mediram a resistência de união do ionômero de vidro restaurador modificado por resina (Fuji II LC) ao esmalte comparando diferentes tratamentos de superfície. Incisivos humanos superiores tiveram suas faces vestibulares desgastadas e

polidas com pedra-pomes por 10 segundos. Cinco grupos foram formados de acordo com o tipo de tratamento de superfície empregado. As superfícies de esmalte do primeiro grupo não receberam nenhum tipo de condicionamento; as do segundo grupo receberam condicionamento passivo com solução de ácido poliacrílico a 10% por 15 segundos; as do terceiro foram condicionadas com Vitremer Glass Ionomer Restorative Primer (um copolímero composto de HEMA de 11 a 15 %) por 20 segundos; as do quarto foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos e as superfícies do quinto grupo receberam um banho de saliva humana (controle negativo). Para esses cinco grupos, o Fuji II LC foi manipulado de acordo com as recomendações dos fabricantes, e braquetes ortodônticos foram cimentados. Um sexto grupo (controle positivo) foi adicionado, no qual as superfícies foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 15 segundos e os braquetes cimentados com Concise (resina autopolimerizável). Todas as amostras foram armazenadas a 37°C, umidade relativa 100% durante 7 dias precedentes aos testes. Após termociclagem em água destilada, os espécimes foram submetidos a testes de cisalhamento e as falhas de união foram analisadas por meio de um microscópio de amplitude de 40X. A resistência de união do grupo controle negativo (contaminado por saliva) foi significante menor (4,5 MPa) que a resistência de todos os outros grupos, enquanto para o controle positivo (cimentado com resina) foi significante maior (10,39 MPa). Embora os grupos condicionados com poliácidos mostrassem um pequeno aumento na resistência de união em

relação ao grupo que não recebeu condicionamento, nenhuma diferença significativa foi encontrada. Os tipos de falhas encontradas nos grupos de ionômeros de vidro foram de natureza adesiva.

Segundo Ivanhoe<sup>27</sup> (1985), alguns dentes, como os caninos inferiores, não possuem cíngulos com volume suficiente de esmalte para o preparo de nichos convencionais em forma de "v" invertido. Utilizando metade do diâmetro de uma fresa diamantada em forma de disco, o autor descreveu uma técnica pela qual é possível confeccionar um nicho em forma de "u". O formato da fresa utilizada elimina a possibilidade de retenção, esmalte socavado e evita a formação de ângulos agudos. Além do mais, a conformação em "u" do nicho acompanha o contorno da junção cimento-esmalte e, portanto, pode ser feita até próximo da gengiva, o que libera os terços médio e incisal dos dentes permitindo que o nicho fique o mais perto possível do eixo de rotação do dente. O preparo é simples, fácil e não requer equipamentos específicos, além de trazer resultados satisfatórios para colocação de apoios em dentes com pouca espessura de esmalte.

Aboush; Jenkins<sup>2</sup> (1986) estudaram a resistência de união de cimentos de ionômero de vidro ao esmalte e à dentina submetidos a vários tratamentos de superfície (utilizando lixas de granulação 180, fissuras feitas com fresas, pedras verdes em baixa rotação (500 rpm), pedra-pomes, Prophy-jet por 10 segundos, ácido cítrico a 50% por 30 segundos.). Os materiais testados foram ChemFil, ChemFil II, Fuji

Ionomer Type II, Fuji Ionomer Type II-F, Ketac-Fil e ASPA. Os autores puderam concluir que a resistência de união do cimento de ionômero de vidro ChemFil no esmalte e na dentina foi significativamente maior que a dos outros materiais testados e que uma superfície rugosa na dentina produz um efeito adverso sobre a resistência de união. A limpeza mecânica das superfícies com taça de borracha e pedra-pomes ou com um jato de pó de bicarbonato e água do aparelho Prophy-jet tornou as superfícies mais favoráveis à adesão. Porém, os autores consideraram que o ácido cítrico a 50% não trouxe diferenças significativas na adesão ao esmalte, mas que na dentina os resultados foram melhores. Também, não consideraram válido o uso do ácido cítrico na clínica, pois este pode abrir os canalículos dentinários e o exudato proveniente dos prolongamentos odontoblásticos pode inibir a adesão, sendo o seu uso recomendado somente nos casos de abrasão e erosão, em que os túbulos dentinários apresentam-se fechados. Numa avaliação global, os materiais ionoméricos aderem-se à hidroxiapatita, fazendo com que os resultados da adesão sejam melhores para o esmalte quando comparados com os da dentina.

McArthur<sup>32</sup> (1986), em um estudo na *University of North Carolina School of Dentistry*, analisou modelos de próteses parciais removíveis enviados aos laboratórios de prótese, objetivando identificar quais dentes são mais utilizados como pilares de próteses parciais removíveis. Avaliou-se 657 modelos, divididos em grupos e classificados

como superiores e inferiores. Os resultados encontrados demonstraram que os dentes mais utilizados como pilares para próteses parciais removíveis, em ordem decrescente, são: primeiros pré-molares e segundos pré-molares inferiores, seguidos dos caninos superiores e inferiores. Pelo menos um dos caninos inferiores estava englobado em planejamentos como dentes pilares na reabilitação com próteses parciais removíveis. Do total de casos inferiores, 32,6% dos casos de próteses com extremidade livre, pelo menos um canino inferior era utilizado como pilar. Com relação aos modelos avaliados, 24,2% apresentavam canino inferior como pilar e em 21,2% dos casos o canino superior era dente pilar. Dessa forma, um ou dois caninos foram utilizados como dentes pilares em 45,4% da amostra.

Seto; Caputo<sup>48</sup> (1986) relataram a confecção de nichos de resina composta no cingulo de dentes pilares de prótese parcial removível. Os nichos de resina composta têm sido indicados como uma alternativa para coroas convencionais. Como vantagens, os autores salientaram: mínimo preparo dental, pouco tempo e custo baixo. Para analisar o estresse transmitido para o dente pilar pelo nicho fabricado de resina composta, confeccionaram modelos fotoelásticos que foram submetidos a carga vertical estática de 6,8 a 11,3 Kg (66 a 111N). Avaliaram, ainda, o efeito de diferentes inclinações dos dentes sobre a distribuição das forças aplicadas. Para isso, variaram as posições em 20 graus em direção labial e 20 graus em direção lingual e aplicaram cargas

sobre os nichos de resina composta no modelo por meio de uma ponta, desenhada especialmente para essa finalidade e acoplada na célula de força da máquina de ensaios mecânicos. Estudaram também o efeito de sulcos horizontais nos cíngulos sobre a distribuição de forças nos dentes pilares. Os autores concluíram que a realização de sulcos horizontais permitiu uma melhor distribuição de forças nos dentes que apresentavam inclinações vestibular ou lingual e com superfícies mais planas, como no caso de caninos inferiores.

Toth et al.<sup>53</sup> (1986) avaliaram cargas cíclicas em nichos de resina composta para próteses parciais removíveis confeccionados na região lingual de dentes pilares inferiores, simulando condições orais. Utilizaram dentes humanos extraídos, incluídos em uma matriz de gesso melhorado com a superfície lingual disposta em um ângulo de aproximadamente 19 graus. Para o experimento, armazenaram, durante três meses dez corpos-de-prova em solução de sulfato de bário diidratado. Posteriormente, foram submetidos a termociclagem em uma temperatura variando entre 16° a 45°C imersos em uma solução de 50% de etanol diluído em água destilada. Todos os corpos-de-prova suportaram 2.000.000 ciclos (150 ciclos por minuto) com a força de 2,5 Kgf (24,5 N). A média encontrada de força necessária para ruptura dos corpos-de-prova foi de 35 Kgf (343,1 N) e a média de cisalhamento foi de 3,93 Kgf (38,5 N), tendo-se que todos corpos-de-prova suportaram um força mínima de 12 Kgf (117 N).

Toth et al.<sup>54</sup> (1986) avaliaram a capacidade de nichos preparados em resina composta, confeccionados na face lingual de dentes anteriores, de suportarem forças oclusais desenvolvidas normalmente na cavidade oral. Segundo os autores, 12 Kg (117 N) seria a força mínima que um nicho deveria suportar antes de sofrer ruptura. Vinte e seis dentes incisivos inferiores, com o longo eixo axial perpendicular à mesa do delineador, no sentido méso-distal, e com 19 graus inclinados para vestibular, no sentido vestibulo-lingual, foram utilizados. Cada dente recebeu um nicho de resina composta fotopolimerizável na face lingual. Os dentes foram limpos com pedrapomes, submetidos ao condicionamento com ácido fosfórico por 60 segundos e lavados por 45 segundos. Após a utilização de jatos de ar seco para eliminação da umidade, o adesivo Scotchbond foi aplicado e polimerizado por 10 segundos. Pequenas porções de resina composta foram, então, polimerizadas por 30 segundos, tendo sido adicionadas até que se atingisse a forma desejada do nicho, cobrindo uma área média de 9,17 mm<sup>2</sup>. Forças perpendiculares aos nichos foram aplicadas com velocidade de 0,02 polegadas/min. Os resultados demonstraram que os nichos suportavam uma carga média de 21,95 Kg (215,19 N) (23,46 MPa) e resistência de união de 2,37 Kg/mm<sup>2</sup>. Embora tenha sido avaliado apenas um dos quatro critérios para a viabilidade clínica, os autores observaram que outros estudos seriam necessários para avaliar o comportamento clínico desses nichos e a sua longevidade.



Wiltshire<sup>58</sup> (1986) descreveu uma técnica para confecção de prótese adesiva que utilizava pinos de 2 mm de comprimento na sua infra-estrutura, que deveriam se acomodar em orifícios criados na dentina em conjunto com cimentos resinosos para melhor fixação da prótese. A vantagem dessa técnica está no fato de que o aparecimento do metal pela transparência incisal, que resulta em uma estética prejudicada, pode ser diminuído pela menor quantidade de desgaste na região incisal e pela menor cobertura do metal, principalmente em dentes com coroa clínica curta, o que, conseqüentemente, faz com que o preparo torne-se mais conservador e estético.

Saunders<sup>45</sup> (1987) definiu o limite de fadiga como sendo o número indeterminado de ciclos de tensão que um material pode suportar sem que haja qualquer prejuízo em sua estrutura. O autor empregou o método escada para determinar o limite de fadiga onde obtêm-se dados fieis com reduzido números de corpos-de-prova (15). Utilizados 90 incisivos bovinos recém-extraídos, com a polpa removida apicalmente e as superfícies lingual e proximal planificadas, formando um quadrado de 4 mm por 4 mm. Os dentes foram fixados 2 a 2 em resina polimetilmetacrilato, separados por uma distância de 5 mm e armazenados em água deionizada. Os 45 corpos de prova foram divididos em 3 grupos para cimentação de próteses metálicas com diferentes tipos de condicionamento do metal. Para o primeiro grupo foi feito ataque eletrônico na superfície interna da prótese usando 0,5N HNO com

densidade de 250mA/cm<sup>2</sup> e posterior ácido fluorídrico 18% e o cimento Conclude®. Os do segundo grupo foram cimentados com Panavia EX® após o condicionamento da peça com Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> com partículas de 60 psi. Para os do terceiro grupo usou-se Conclude® após o condicionamento da peça protética. Antes da cimentação, as mesmas foram lavadas com álcool isopropílico. Cada corpo-de-prova foi termociclado em água entre 5° a 55°C, com aproximadamente 4.115 ciclos e velocidade de 215 evoluções/min durante 48 horas. Foram utilizados 5.000 ciclos, pois este é um número favorável para resultados confiáveis. Os resultados foram semelhantes para os três grupos, visto que os cálculos foram feitos relacionando a carga aplicada à prótese e não à área de contato.

Aboush; Jenkins<sup>2</sup> (1987) estudaram o efeito do ácido poliacrílico sobre a adesão de um cimento de ionômero de vidro (ChemFil II), tanto em esmalte como em dentina e compararam a efetividade da descontaminação da dentina, quando exposta à saliva, com ácido cítrico e pedra-pomes. Terceiros molares tiveram suas raízes removidas e as coroas incluídas em polimetilmetacrilato. Superfícies planas de esmalte e dentina foram obtidas através de desgastes com lixas de várias granulações e acabadas com lixa de granulação 600. Para determinar o efeito do ácido poliacrílico na adesão do esmalte e da dentina, os espécimes foram tratados com solução de ácido poliacrílico a 25% por 30 segundos. Para determinação da efetividade de agentes de limpeza, espécimes de dentina foram divididos em dois grupos e imersos em saliva

natural, coletados e tratados em intervalos de 24 horas. O primeiro grupo foi imerso em saliva por somente 1 minuto, enquanto o segundo grupo ficou imerso na saliva por 10 dias em recipientes fechados. Após a remoção da saliva, todos os espécimes foram divididos em grupos e as superfícies receberam diferentes tratamentos: solução de ácido poliacrílico a 25% por 30 segundos, solução de ácido cítrico a 50% por 30 segundos, ou pedra-pomes aplicada na superfície por 10 segundos utilizando uma taça de borracha. O ChemFil foi manipulado segundo as recomendações do fabricante. Todo o conjunto foi deixado em temperatura de 37°C. Após armazenagem por 24 horas, as amostras foram submetidas a testes de tração e as falhas observadas após ruptura dos corpos-de-prova foram analisadas em microscópio. Os autores puderam concluir que: o pré-tratamento das superfícies de esmalte e de dentina com ácido poliacrílico a 25% não afetaram a adesão do ionômero testado; a contaminação da superfície dentinária com saliva poderia eliminar a adesão completamente; a solução de ácido poliacrílico a 25% aplicada na dentina que foi exposta à saliva por 1 minuto ou 10 dias exibiu uma melhor habilidade de limpeza se comparada com a solução de ácido cítrico a 50% ou a aplicação de pedra-pomes em taça de borracha. As falhas de união dos espécimes que foram imersos em saliva e não receberam tratamento foram predominantes adesivas. Para todos os outros grupos, a falha ocorreu no material (falha coesiva). Falhas coesivas nas superfícies de esmalte foram facilmente reconhecidas a olho nu, enquanto na dentina apenas com ajuda de um microscópio.

Latta Junior<sup>31</sup> (1988) relatou que apoios incisais têm sido utilizados em dentes inferiores, mas que eles não oferecem uma boa estética e freqüentemente interferem nos dentes antagonistas, apresentando-se mal localizados quando da transmissão de cargas axiais ao dente pilar. Conseqüentemente, técnicas têm sido apresentadas para a confecção de nicho lingual de amálgama, prótese adesiva e restaurações fundidas à ouro. Indicou as resinas compostas para a confecção de nichos e salientou que a reconstrução utilizando resina composta deve ser realizada com o isolamento absoluto do campo operatório com dique de borracha que esse método traz, como principal vantagem, possibilidade de reparo dos nichos sem perda da prótese.

Taylor; Gerrow; Brudvik<sup>50</sup> (1988) avaliaram clinicamente os resultados do condicionamento ácido em modificações da anatomia dental em dentes pilares, utilizando como material restaurador resina composta. Para a realização do estudo, utilizaram pacientes com necessidade de reabilitação protética com próteses parciais removíveis (maxilo-faciais), as quais, por sua vez, apresentavam maior peso devido à reconstrução de partes ausentes da maxila ou mandíbula, oriundas de problemas congênitos ou adquiridos, sofrendo, dessa forma, maior estresse do dente pilar, quando comparadas às próteses parciais removíveis convencionais. Utilizaram cinco homens e três mulheres (29 a 73 anos), para os quais foram confeccionados nichos em resina composta com forma e posição adequadas, esculpido em cera sobre o

modelo de estudo onde foram realizadas matrizes acrílicas a vácuo possibilitando, dessa forma, a confecção dos nichos diretamente na cavidade oral dos pacientes. Durante a utilização das próteses, somente uma foi alterada devido a uma cirurgia reconstrutiva com enxerto e implantes. As sete próteses restantes permaneceram em função por 23 a 51 meses, com uma média de 35,4 meses. Duas das oito próteses necessitaram ajustes dos grampos de retenção, e as falhas adesivas encontradas relativas ao material restaurador, segundo os autores, podem ter ocorrido por uma contaminação durante o condicionamento ácido, o que gerou falhas na interface dente/resina. Os problemas encontrados foram facilmente contornáveis, uma vez que as alterações feitas por meio das restaurações de resinas compostas podem ser facilmente retiradas e a anatomia prévia do dente pilar devolvida, o que torna o processo de reconstrução dos dentes pilares uma possibilidade simples e reversível, mas que necessita de mais estudos clínicos para verificação de sua viabilidade, uma vez que 51 meses é um tempo relativamente curto de utilização de uma prótese parcial removível.

Yard; Butler; Render<sup>59</sup> (1988) observaram um potencial de vantagens oferecido pelos nichos confeccionados de resina composta na lingual de dentes inferiores: adequada resistência ao cisalhamento, resistência às cargas cíclicas e ao desgaste. Os autores descreveram um método para confecção de nichos linguais de resina composta em dentes inferiores de fácil execução, que é o de construir um nicho de

resina acrílica ativada quimicamente no modelo de trabalho, que será posteriormente duplicado obtendo-se, dessa forma, um modelo refratário com o nicho lingual esculpido previamente. O modelo refratário será encerado e a armação da futura prótese parcial removível será fundida. Depois da armação pronta, a região do apoio será usada como matriz para a inserção de resina composta ativada quimicamente na região do apoio da infra-estrutura da prótese parcial removível e que será levada em posição na cavidade oral do paciente sobre o dente pilar. Em seguida, remove-se a prótese e o nicho estará conformado pelo apoio da prótese que, posteriormente, deverá receber acabamento e polimento.

Carvalho; Ishikiriama; Navarro<sup>10</sup> (1988), após uma revisão de literatura a respeito dos condicionadores de esmalte e dentina para uso do cimento de ionômero de vidro, concluíram que ácido cítrico, EDTA, água oxigenada, deveriam ser contra-indicados como agentes de pré-tratamento. Indicaram como agentes mais apropriados o ácido poliacrílico a 40% durante 15 segundos ou o ácido tânico a 25 % por 20 segundos. E, para os casos de abrasão e erosão, indicaram apenas uma profilaxia com pedra-pomes e taça de borracha.

Costa et al.<sup>15</sup> (1988) estudaram a resistência de união entre esmalte e nichos confeccionados em resina composta (Herculite e Z100). Para isso, 50 dentes anteriores extraídos foram selecionados e divididos em 2 grupos de 25 dentes cada. Inicialmente os dentes naturais foram desgastados por lingual de forma a expor a dentina e abranger a

área do cingulo, sem, ter sido realizada qualquer retenção adicional. Uma área total média de 28 mm<sup>2</sup> foi selecionada sobre a superfície lingual de cada dente para a confecção dos nichos. Os dentes foram, então, incluídos em tubos circulares de PVC preenchidos com resina acrílica ativada quimicamente. Com auxílio do delineador, os nichos foram confeccionados com as resinas selecionadas para o estudo e, imediatamente após a sua fotopolimerização, os corpos-de-prova foram submetidos aos testes de cisalhamento. Os resultados indicaram que mais de 80% dos corpos-de-prova apresentaram força de ruptura acima de 20 Kgf.(196N), (7MPa). Segundo os autores, esses resultados estariam acima da carga máxima que uma prótese parcial removível transmitiria para um dente pilar, indicando um prognóstico amplamente favorável de nichos confeccionados em resina composta, particularmente com a resina Z-100, que produziu 70% de falhas do tipo coesiva.

De acordo com Gladys et al.<sup>22</sup> em 1988, durante o processo de acabamento e polimento, é possível que ocorra a formação de microrrachaduras na superfície dos compósitos. Em virtude da aplicação de tensões cíclicas, essas trincas poderão se propagar ocasionando a fratura do material. Os autores destacaram os efeitos adversos da água sobre o agente silano das resinas compostas, que compreendem o desprendimento das partículas, criando, conseqüentemente, sítios de desenvolvimento de trincas e rachaduras. Baseados nessas observações, os autores procuraram estudar a

influência do acabamento imediato de materiais restauradores sobre o módulo de elasticidade e resistência à fadiga em diferentes períodos de armazenagem em água. Os materiais pesquisados foram: um cimento de ionômero de vidro convencional, dois modificados por resina, uma resina híbrida e uma resina modificada por poliácidos. Após 10.000 ciclos, os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina composta revelaram os menores valores de resistência à fadiga, e a resina composta modificada por poliácidos apresentou valores intermediários. Após um mês de armazenagem em água, observaram um ganho em resistência de todos os materiais, com exceção da resina composta híbrida, que apresentou uma diminuição de 18% no seu limite de fadiga. Os autores sugeriram que, com as resinas compostas, o acabamento e a ciclagem mecânica aumentaram os efeitos prejudiciais da água sobre o material e que, para o ionômero de vidro, se espere 24 horas para o polimento, pois o polimento prematuro faz com que o ionômero de vidro comporte-se como o cimento de policarboxilato de zinco, que demonstra um relaxamento em suas características. Com o tempo, o ionômero de vidro perde suas propriedades viscoelásticas e ganha rigidez.

Wilson et al.<sup>57</sup> (1990) estudaram as propriedades físicas e químicas do ionômero de vidro modificado por resina composta, comparando com os ionômeros convencionais. Salientaram as característica dual de polimerização, com a reação ácido-base e a presença do monômero de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA) fotoativado. Os



autores concluíram que as principais vantagens dos ionômeros de vidro modificados por resina são o grande tempo de trabalho, a elevada resistência inicial e a resistência a água; entretanto a força de resistência final é comparável à do ionômero de vidro convencional.

Costa et al.<sup>14</sup> (1991) avaliaram a viabilidade da execução de nichos com resina composta em dentes pilares de próteses parciais removíveis. Para isso, dentes anteriores extraídos foram incluídos em tubos circulares preenchidos com resina acrílica. Em metade da amostra, um sulco de 0,5 mm de profundidade, transversal na altura do cingulo foi preparado com uma fresa esférica diamantada, estendendo-se de um diedro próximo-lingual a outro, e nos 50 corpos-de-prova restantes, o esmalte foi mantido intacto. As resinas utilizadas foram Herculite e Multifil VS. Para padronizar a área do dente alcançada pelo ataque ácido, um polígono trapezoidal foi delimitado sobre a face lingual ou palatina, estendendo-se aproximadamente 0,5mm nas proximais da coroa do dente. O traçado foi fixado banhando-se o dente com cola à base de cianocrilato. A superfície de esmalte foi então desgastada com uma broca diamantada em alta rotação deixando-se uma área no esmalte delimitada passível de tratamento ácido. A padronização do nicho foi feita por meio de uma matriz previamente confeccionada. Aplicou-se uma velocidade de 0,6 mm/min na região do nicho e considerou-se encerrado o teste, quando então se verificou a separação da resina composta da superfície do dente. A morfologia das fraturas evidenciou que a resistência do

agente de união não constitui problema preponderante, uma vez que, em nenhum caso, houve perda do nicho como um todo, mas sim o rompimento, vindo a resultar em uma fratura do tipo coesiva. Todos os corpos-de-prova demonstraram, segundo os autores, resistência bem acima daquela necessária clinicamente. O preparo de um sulco na altura do cingulo com o intuito de favorecer a capacidade retentiva do nicho só teve êxito, aparentemente, quando utilizada a resina Herculite que, por sua vez, apresentou um desempenho melhor do que a Multifil Vs.

Lacy<sup>30</sup> (1991) escreveu sobre a utilização de próteses adesivas com nicho metálico fundido na região palatina de dentes caninos superiores. Para isso, a forma de preparo utilizada consiste em confeccionar um orifício na dentina com 1 mm de profundidade, aliando com isto pinos intra-dentinários e cimentos resinosos. O objetivo desse método foi o de definir uma área de nicho adequada para colocação do apoio de uma prótese parcial removível e a distribuição correta de forças ao longo eixo dos dentes pilares, uma vez que a anatomia desses dentes, muitas vezes, não oferece apoio adequado para o suporte das próteses parciais removíveis.

Os estudos sobre fadiga são importantes, segundo Huysmans et al<sup>26</sup>. (1992), no desempenho dos pinos intracanalais. Os autores afirmaram que, apesar das dificuldades encontradas na confecção dos corpos-de-prova e do grande tempo consumido na realização dos ensaios, testes de fadiga são apropriados, pois o processo

de deterioração é acelerado e o método permite a simulação das condições clínicas com melhor eficácia. Afirmaram também que o estudo da ciclagem mecânica tem a ver como os resultados dos contatos de oclusão e articulação é um fator importante, pois causa perda da resistência gradual, denominada fadiga. O estudo da fadiga pode acelerar o processo de deterioração pelo aumento da frequência e pela omissão dos períodos não funcionais que ocorrem clinicamente. Os estudos de fadiga são considerados raros pelos autores, e esses estudos são mais frequentes em materiais restauradores. Os autores destacaram que as metodologias aplicadas nos estudos são variadas e que esse fato dificulta a comparação dos dados.

Cortes; Garcia-Godoy; Boj<sup>13</sup> (1993) avaliaram a resistência de união de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (Fuji II LC, Photac-Fil Dyract) ao esmalte condicionado ou não. Molares permanentes humanos tiveram suas superfícies de esmalte vestibulares ou linguais planificadas. Os materiais foram inseridos em moldes plásticos. Após 15 minutos de presa, as amostras foram armazenadas em água destilada em temperatura ambiente por 24 horas e depois submetidas a testes de cisalhamento, quando, após a ruptura dos corpos-de-prova, as falhas foram analisadas. Os dentes foram divididos em seis grupos. Grupo 1- Fuji II LC sem condicionamento da superfície dentária (média de 11,29 MPa); Grupo 2 - Fuji II LC com ácido fosfórico 10% por 10s (média de 19,64 MPa); Grupo 3- Dyract associado com

primer (Dyract) sem condicionamento da superfície dentária (média de 8,26 MPa); Grupo 4 - Dyract associado com primer (Dyract) e com ácido fosfórico 10% por 10s (média de 22,04 MPa); Grupo 5 - Photac –Fil sem condicionamento da superfície de esmalte (média de 2,05 MPa); Grupo 6 - Photac –Fil com ácido fosfórico 10% por 10s (média de 9,12 MPa). Os Grupos 2 e 4 obtiveram os melhores resultados, e os autores desaconselham o emprego das demais técnicas.

Braem et al.<sup>8</sup> (1994) verificaram a influência da água na fadiga de três resinas compostas. O ensaio de fadiga foi realizado em corpos-de-prova com 35 mm de comprimento, 1,2mm de espessura e 5mm de largura através do método escada, com 10.000 ciclos, na frequência de 2 Hz e com temperatura constante de 35°C durante os testes. A armazenagem ocorreu em água destilada durante 1 mês e armazenagem seca durante 1 e 2 meses. Os resultados demonstraram que as resinas armazenadas em água apresentaram valores de limite de fadiga inferiores em relação às resinas mantidas em ambiente seco, isto porque, segundo os autores, a água comporta –se como um elemento percolante, removendo os componentes solúveis (partículas de carga) da matriz, o que resulta em desaglutinação e diminuição de sua força, acarretando concentrações de tensão e o crescimento em potencial dos sítios de fraturas.

BRAEM et al.<sup>7</sup> (1995) realizaram um estudo avaliando o módulo de Young, a força de resistência à compressão e o limite flexural

de materiais restauradores (compósitos, ionômeros de vidro e resina composta reforçada com ionômero de vidro). Para a realização dos testes, foram feitos dois corpos-de-prova de cada material com matrizes que os standardizavam, com 35 mm de comprimento, 1,2 mm de espessura e 5mm de largura. Previamente aos testes, os corpos-de-provas foram divididos em dois grupos, o primeiro com armazenagem a seco e o segundo com armazenagem em água destilada, ambos a 35°C durante o período de uma semana. O ionômero de vidro Fuji II LC foi testado na sua forma de trituração manual com o auxílio de um cronômetro e também por meio de trituração mecânica (cápsulas), durante 15 segundos, com auxílio de um triturador mecânico. Para a avaliação do limite de fadiga no teste de compressão, utilizaram o método de escada em temperatura ambiente de 35°C, quando foi então determinado que caso o corpo de prova, suportasse 10.000 ciclos numa determinada força, a força empregada no próximo teste seria acrescida em 4% da força incidente no teste antecedente e, no caso de fratura do material, o valor seria diminuído ordinariamente seguindo a mesma proporção. Os resultados demonstraram que a força do teste de compressão necessária para a fratura decresceu significativamente quando a armazenagem foi feita em meio úmido, exceto para Dyract® Herculite. Os testes para Z 100® (181,8 MPa para armazenagem seca e 134,7 MPa para armazenagem úmida) foram melhores que para Fuji II LC® em cápsula (98,6 MPa para armazenagem seca e 70,3 MPa para armazenagem úmida), que se sobressaíram aos resultados para Fuji IILC® manipulado

manualmente (75,7 MPa para armazenagem seca 61,8 MPa para armazenagem úmida).

Desai; Tyas<sup>17</sup> (1996) avaliaram a resistência adesiva ao esmalte de dentes pré-molares extraídos de um material de ionômero de vidro modificado por resina (Fuji II LC) e de uma resina composta modificada por poliácidos (Dyract) por meio de testes de tração. Superfícies planas de esmalte foram obtidas nos pré-molares e receberam os seguintes tratamentos divididos pelos grupos: G1 = nenhum tratamento + Fuji II LC; G2 = ácido poliacrílico a 10% (Ketac Conditioner) por 20 segundos + Fuji II LC; G3 = condicionamento com ácido fosfórico a 35 % (Scotchbond etching gel) por 10 segundos + Fuji II LC; G4 = aplicação do “PSA Primer” por 30 segundos / secagem / polimerização / “PSA Primer” + Dyract; G5 = o mesmo que o grupo 4 só que previamente tratado com ácido fosfórico a 35% por 10 segundos. Os espécimes foram armazenados por 7 dias sob umidade relativa de 100% e então submetidos aos testes de tração. Após os teste, as falhas de união entre a interface material/esmalte foram visualmente examinadas. O Fuji II LC, quando aplicado sobre o esmalte condicionado (ácido poliacrílico ou ácido fosfórico), apresentou médias significativamente superiores às do esmalte não tratado, o que também foi observado com Dyract, precedido do condicionamento com ácido fosfórico. Os dois materiais não apresentaram resistências significativamente diferentes nos grupos em que o esmalte foi previamente condicionado com ácido fosfórico a 35%. A

análise dos espécimes após os testes (microscopia) mostrou que, nos grupos sem condicionamento de esmalte, falhas ocorreram adesivamente na interface. Contrariamente, nos grupos em que o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico, as falhas foram do tipo coesiva no corpo dos materiais testados. Os estudos sugeriram que o esmalte deveria ser condicionado com ácido poliacrílico a 10% antes da aplicação do Fuji II LC e mostraram que os espécimes desse grupo, quando submetidos a testes de tração, apresentaram falhas mistas (adesiva/coesiva), com predominância das coesivas.

Estudos realizados por Nakajima et al.<sup>36</sup> (1996), referentes a ensaios mecânicos e dinâmicos para avaliar as propriedades mecânicas de diversos ionômeros de vidro mostraram que, nos ensaios estáticos, os materiais apresentavam resultados semelhantes. Entretanto, quando a resistência à fadiga foi avaliada, os ionômeros de vidro reforçados por metais obtiveram melhor desempenho.

Todescan et al.<sup>51</sup> (1996) denominaram de apoio o componente do grampo cuja função principal é assegurar que as cargas exercidas sobre os dentes artificiais, durante a função mastigatória, sejam transmitidas aos dentes pilares de maneira adequada. Cumprindo essa função, o apoio impedirá o deslocamento ocluso-gengival da prótese, garantindo a efetivação de um dos seus princípios fundamentais, o suporte. O local do assentamento do apoio na superfície da coroa deve ser convenientemente preparado, de acordo com características

morfológicas bem definidas; a fim de proporcionar ao dente suporte e a seus tecidos de sustentação condições biomecânicas favoráveis à manutenção do seu estado de saúde. A esse preparo que alojará o apoio dá-se a denominação de descanso ou nicho. De acordo com a face e o grupo de dentes a que pertence, pode-se ter os seguintes tipos de apoio/descanso: oclusais - sobre as superfícies oclusais dos dentes do grupo posterior, pré-molares e molares; incisais - sobre as superfícies incisais dos dentes do grupo anterior, incisivos e caninos; linguais ou palatinos (de cíngulo) - sobre as superfícies de mesmo nome, dos dentes do grupo anterior, incisivos e caninos inferiores e superiores respectivamente. Os apoios podem ser classificados, segundo sua função, da seguinte maneira: apoios primários, principais ou diretos, que são partes constituintes dos grampos de retenção direta, ou seja, localizados imediatamente ao lado do espaço protético; apoios secundários, auxiliares ou indiretos, que são localizados à distância do espaço protético.

Tonami; Takahashi<sup>52</sup> (1997) realizaram teste onde foi avaliado o limite de fadiga de dentes bovinos extrídos. Os autores afirmaram que os ensaios de fadiga são mais sensíveis à existência de defeitos internos e superficiais nos corpos-de-prova. Os defeitos estruturais como bolhas e trincas atuam como sítios de propagação de rachaduras durante a ciclagem mecânica. Como os ensaios dinâmicos



são mais sensíveis a essas alterações, valores inferiores são esperados em relação aos ensaios estáticos.

Ruela et al.<sup>44</sup> (1997) estudaram a resistência à abrasão de resinas compostas para dentes posteriores e liga para amálgama, relacionando o efeito da ação abrasiva da liga de cobalto-cromo. Os materiais utilizados foram as resinas compostas Herculite XRV, Z-100 e Prisma APH e o amálgama Dispersalloy, designado para controle. Para tal experimento, foram confeccionados corpos-de-prova cilíndricos com 5 mm de altura e 5 mm de diâmetro, armazenados em água destilada durante 7 dias em estufa a 37 °C. Para realizar os ensaios, desenvolveram uma máquina de teste com controle de tempo, o qual variava de um a 20 minutos, e que executava movimentos no sentido horizontal de até 99.999 ciclos, com amplitude de movimento variando de 2 mm a 10 mm, sendo, portanto, selecionada a amplitude máxima. Os resultados eram tabulados em números de ciclos quando os corpos-de-prova sofriam abrasão de 0,25 mm no seu comprimento. O amálgama Dispersalloy apresentou, estatisticamente, maior resistência média à abrasão (131.823 ciclos) quando comparado com as resinas compostas Herculite XRV (72.280,6 ciclos), Z-100 (56.072 ciclos) e Prisma APH (31.892,4 ciclos).

Em 1997, Gladys et al.<sup>21</sup>. verificaram uma série de propriedades de diversos tipos ionômeros de vidro e resinas compostas. Realizaram os ensaios de fadiga com espécimes mantidos armazenados a seco e em água, de acordo com o método de escada. A armazenagem

em meio aquoso provocou a diminuição da resistência à fadiga na resina composta híbrida, na resina composta de micropartículas, nas resinas modificadas por poliácidos e no cimento de ionômero de vidro convencional utilizado. Os ionômeros de vidro modificados por resina não sofreram alterações no limite de fadiga após a absorção de água. Baseados nesses resultados, os autores apoiaram a hipótese da existência de um processo de reparo nos materiais ionoméricos. A diminuição do limite de fadiga na resina modificada por poliácidos indica que, assim como as resinas compostas, esses materiais são susceptíveis à degradação pela ação da água. Os resultados do estudo demonstraram que a resina híbrida utilizada apresentou os maiores valores de limite de fadiga. Os materiais ionoméricos modificados por resina e as resinas modificadas por poliácidos são comparáveis, em termos de limite de fadiga, às resinas de micropartículas.

Gladys et al.<sup>21</sup> (1997) compararam as características físico-químicas dos ionômeros de vidro modificados por resina composta, ionômero de vidro convencional e resina composta. Foram feitos 12 corpos-de-prova de cada material com 35 mm de comprimento, 5 mm de largura e 1,2 mm de espessura, divididos em 2 grupos. No primeiro, os corpos-de-prova foram armazenados a seco em 35°C por 30 dias e, no segundo, armazenados em água destilada, também a 35°C por 30 dias e os testes realizados sob *spray* de água. Foram mensuradas a força de fratura e a resistência flexural à fadiga. Para a coleta de dados,

empregaram o método de escada, quando a força inicial foi determinada por 5 corpos-de-prova previamente testados. Quando foi então determinado que, caso o corpo de prova suportasse 10.000 ciclos numa determinada força, a força empregada no próximo corpo de prova seria acrescida em 4% da força incidente no teste antecedente e, no caso de fratura do material, o valor seria diminuído ordinariamente seguindo a mesma proporção. A armazenagem em meio aquoso provocou a diminuição da resistência à fadiga na resina composta híbrida, na resina composta de micropartículas, nas resinas compostas modificadas por poliácidos e no cimento de ionômero de vidro convencional utilizado. Os ionômeros de vidro modificados por resina composta não sofreram alterações nos valores de limite de fadiga após a absorção de água. Baseados nesses resultados, os autores apoiaram a hipótese da existência de um processo de reparo nos materiais ionoméricos, isto porque não há um prejuízo nas reações ácido/base que formam sílica gel e que se unem ao núcleo da matriz. A diminuição do limite de fadiga na resina modificada por poliácidos indicou que, assim como nas resinas compostas, esses materiais são susceptíveis à degeneração pela ação da água. Os resultados demonstraram que a resina híbrida utilizada apresentou os maiores valores de limite de fadiga. Os ionômeros modificados por resina e as resinas modificadas por poliácidos são comparáveis, em termos de limite de fadiga, às resinas de micropartículas.

Anusavice<sup>3</sup>, em 1998, fez uma avaliação dos ionômeros modificados por resina em relação ao ionômero de vidro convencional. O autor relatou, que a sensibilidade à umidade e a baixa resistência inicial dos cimento de ionômero de vidro são os resultados da lenta reação de presa do tipo ácido-base, devido aos fluídos bucais. Um fundamento lógico para a modificação dos ácidos poliacrílicos contendo grupos funcionais de metacrilatos, é o de reduzir a sensibilidade dos cimentos de ionômero de vidro à água. A resistência à tração diametral dos ionômeros de vidro modificados por resina composta é maior que aquela apresentadas pelos ionômeros de vidro convencionais. Este aumento na resistência é atribuído principalmente a maior quantidade de deformação plástica que pode ser experimentada antes que a fratura ocorra. A biocompatibilidade dos cimentos de ionômeros de vidro modificados por resina composta pode ser comparada aos cimentos de ionômero de vidro convencionais

Kanchanavasita; Anstice; Pearson<sup>28</sup> (1998) divulgaram as superiores propriedades mecânicas dos ionômeros de vidro modificados por resina, quando comparados aos ionômeros convencionais. Os estudos foram realizados após os corpos-de-prova (10mm de diâmetro e 1mm de espessura) terem sido imersos em água destilada ou em saliva artificial à 37°C, durante diferentes tempos de armazenagem. Os autores afirmaram que os ionômeros modificados se fortalecem segundo o avanço da reação ácido/base com a polimerização adicional dos radicais livres e

salientaram os cuidados durante a manipulação desses materiais, pois a umidade que ocorre no início da espatulação pode ter efeitos deletérios sobre a capacidade adesiva do material, o que foi comprovado pela diferença entre os resultados nos testes *in vitro* e *in vivo*

Bishara et al.<sup>4</sup> (1999) estudaram a força de adesão de bráquetes ortodônticos cimentados. Para isso foram utilizados 70 molares humanos extraídos e estocados em solução de 0,1% de Timol, limpos e polidos com pedra-pomes e escovas profiláticas por 10 segundos e posteriormente divididos em 3 grupos, de acordo com a resina utilizada: 1- resina composta (Transbond XT) com condicionamento em ácido fosfórico a 37% e primer convencional – grupo controle; 2- a mesma resina composta com sistema único ácido/ primer, por 30 segundos; 3- ionômero de vidro (Fuji Bond LC) com ácido poliacrílico 20%. Para a realização do estudo, uma carga ocluso-gengival foi aplicada sobre o bráquete, produzindo uma força de cisalhamento na interface dente/braquete. A máquina de teste foi utilizada acoplada a um computador que registrava os resultados de cada um dos testes medidos num intervalo de 5 mm/min por um equipamento de teste acoplado ao computador. Depois da fratura, tanto o dente quanto o bráquete foi examinado sob aumento de 10 X. O tipo de fratura foi avaliado e medido de acordo com a quantidade de resíduo na superfície de esmalte. Os resultados trouxeram diferenças estatísticas significantes entre os 3 grupos. O Grupo controle (resina composta, ácido fosfórico a 37% e

primer convencional) promoveu maior força entre as superfícies, com a média de 10,4 MPa, seguido pelo Grupo 3 (ionômero de vidro com ácido poliacrílico 20%), com a média de 6,5 Mpa, e os resultados menos satisfatórios foram encontrados para o Grupo 2 (resina composta com sistema único ácido primer), com média de 2,8 MPa e fratura predominantemente adesiva.

Bishara et al.<sup>5</sup> (1999) estudaram a adesividade de uma resina reforçada com ionômero de vidro (Fugi Ortho LC) e uma resina composta (Transbond XT – 3M), utilizadas na fixação de braquetes , em diferentes tempos : 1. entre meia e uma hora após a fixação do braquete; 2. em menos de 24 horas após o tempo necessário para o adesivo ter completado sua resistência. Para esse estudo, foram utilizados 91 dentes recém extraídos, limpos e condicionados em solução de thymol a 0,1%, com esmalte íntegro, sem fraturas, trincas ou cáries. Os dentes foram incluídos em anéis de acrílico com a face vestibular do dente perpendicular à parede do anel. Dessa forma, essa face ficou paralela à força aplicada durante a realização dos testes. Os dentes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos. Grupo I resina reforçada com ionômero de vidro testado aos 30 minutos após a fixação do braquete; Grupo II- resina reforçada com ionômero de vidro testada após 24 horas de imersão em água deionizada a 37°C; Grupo III- resina composta testada aos 30 minutos após a fixação do braquete; Grupo IV- resina composta testada após 24 horas de imersão em água deionizada a 37°C. Os resultados

indicaram que a resina reforçada com ionômero de vidro apresenta pouca adesividade inicial, porém que, após 24 horas, tem aumentada a sua resistência em 20 vezes (de 0,4 MPa para 8,8 MPa). A resina composta apresentou uma boa retenção inicial (5,2 MPa), que dobrou após 24 horas de imersão em água deionizada a 37°C (de 5,2 MPa para 10,4 MPa). É importante salientar que, após 24 horas de armazenamento, nenhuma diferença significativa foi observada entre a resistência de união dos dois materiais.

Cattani Lorent et al.<sup>11</sup> (1999) avaliaram a relação entre a absorção de água e as propriedades químicas do ionômero de vidro durante as primeiras 24 horas após a inserção do material. Os corpos de prova foram armazenados 37°C e divididos em 4 grupos, armazenagem a seco, imerso em água, armazenados em ambiente úmido e armazenados em ambiente úmido durante 1 hora, sendo, posteriormente, imersos em água. Os ionômeros de vidro modificados por resina tiveram uma absorção de água de 114-172mg/cm<sup>3</sup> nas primeiras 24h e os ionômeros convencionais 30-63mg/cm<sup>3</sup>. Segundo os autores a água altera as propriedades físicas dos ionômeros de vidros modificados por resina resultando em características deletérias às propriedades adesivas desses materiais.

Prado<sup>39</sup> (1999), avaliou a resistência ao cisalhamento de nichos em resina composta confeccionados na face lingual de incisivos mandibulares, utilizando três técnicas de tratamento da superfície do

esmalte. Foram utilizados 60 incisivos mandibulares, divididos em três grupos de 20. O esmalte lingual dos dentes do grupo 1 foi tratado apenas com condicionamento ácido; o do grupo 2 sofreu abrasão com ponta diamantada, sem atingir a dentina e posteriormente condicionamento ácido; o do grupo 3 sofreu abrasão com uma ponta diamantada em forma de pêra, com finalidade de remover a lisura superficial, recebendo, ainda, dois sulcos méso-distais, com profundidade de 0,5mm de profundidade confeccionados por meio de uma ponta diamantada em forma de roda, sem atingir a dentina. O autor utilizou uma força vertical com velocidade de 0,6cm/min aplicada até que ocorresse a falha no conjunto dente/nicho. A análise estatística não revelou diferenças estatisticamente significantes entre os três grupos. No entanto, pôde-se observar maior incidência de fraturas no esmalte da região do cíngulo no grupo que recebeu sulcos méso-distais. Os resultados sugeriram que os nichos confeccionados apenas com condicionamento ácido do esmalte oferecem resistência similar àqueles que receberam abrasão ou abrasão e sulcos méso-distais, com a vantagem de apresentarem a um menor índice de fraturas de esmalte.

Os estudos realizados por Van Wareven Hogervorst; Feilzer<sup>55</sup> (2000) afirmaram que a melhor técnica para o condicionamento de esmalte é o ataque ácido. Os autores compararam a técnica de condicionamento de esmalte abrasiva (partículas de alumínio de 50 µm) com a convencional (ácido fosfórico a 37%), observando a quantidade de



esmalte perdido e fazendo a comparação entre as forças de cisalhamento. Os materiais utilizados foram: resina ativada quimicamente (Concise) e resina modificada com cimento de ionômero de vidro (Fuji Ortho LC). Num dos testes, com 42 dentes bovinos, observaram que o jateamento com óxido de alumínio faz com que a perda de esmalte seja menor ou igual à perda quando se usa ataque ácido. Os testes demonstraram que a adesão a um esmalte jateado com óxido de alumínio é bem menor do que quando é feito o ataque ácido.

Owens Junior; Miller<sup>37</sup> (2000) compararam a força de adesão de 3 sistemas adesivos ortodônticos fotopolimerizáveis. Foram utilizados 2 resinas fotopolimerizáveis (Transbond XT e Enlight) e ionômero de vidro modificado por resina (Fuji Ortho LC). Os autores utilizaram 75 pré-molares coletados aleatoriamente em um período máximo de 3 meses e condicionados em formalina 10%. Cada braquete foi colocado em uma máquina de teste numa velocidade de 0,1 mm/minuto e a força utilizada foi medida em MPa até que os braquetes se soltassem. As características da fratura foram observadas num microscópio óptico com aumento de 50X. Para medir a quantidade de adesivo que ficou no dente após a descolagem dos braquetes, foi utilizado um índice de remanescente adesivo. Os valores para esse índice são: 0- indica que nenhum adesivo foi encontrado na superfície do dente onde estava colocado o braquete; 1-indica que menos da metade do adesivo ficou aderido na superfície do dente; 2-indica que mais da metade

do adesivo ficou aderido na superfície do dente; 3-indica que todo o adesivo ficou na superfície do dente. Os resultados demonstraram que as 2 resinas apresentaram falhas com características similares. O exame das superfícies de união evidenciou poucas fraturas do tipo coesivas. Esses materiais produziram falhas adesivas ou mistas, tendo sido observada a presença de material tanto na superfície de esmalte como nos braquetes. Concluíram que, para a cimentação do braquete, deve-se usar resina composta sem ionômero, uma vez que a fratura das resinas reforçadas com ionômero de vidro, após o teste, demonstrou que o material restaurador ficou totalmente sobre a superfície do esmalte, sem apresentar adesão necessária ao metal.

Pavarina et al.<sup>38</sup>, em 2002, relataram uma técnica para modificar a anatomia de dentes pilares para próteses parciais removíveis com o objetivo de se conseguir um alojamento correto do grampo de retenção. Para isso, os autores realizaram a análise dos modelos com o auxílio de um aparelho delineador, utilizando um disco calibrador de 0,25mm. Com a utilização de cera para escultura dental é possível criar condições ideais para que um dente pilar desempenhe suas funções. Em seguida, os dentes são avaliados novamente com o disco calibrador e isolados com glicerina líquida onde uma matriz individual é confeccionada sobre o enceramento, utilizando um compósito monofase translúcido e fotopolimerizável para restaurações temporárias (Clip F, VOCO). Dessa forma, o material restaurador é inserido dentro da matriz e levado em

posição no dente pilar, conseguindo dessa maneira a reanatomização do dente pilar.

Glasspoole et al.<sup>23</sup> (2002) avaliaram os efeitos das alterações ocorridas nas superfícies de esmalte ante os diferentes tratamentos de superfície para restaurações realizadas com ionômeros de vidro. Para o estudo foram utilizados 250 dentes bovinos recém extraídos, incluídos em resina acrílica e divididos em 4 grupos. No Grupo I, os corpos-de-prova não receberam nenhuma forma de tratamento de superfície; no Grupo II, foi realizada a aplicação do primer do Vitremer® por 30 segundos, secado levemente com jatos de ar; no Grupo III, foi realizado tratamento de superfície com ácido poliacrílico 10% por 20 segundos; no Grupo IV, foi realizado tratamento de superfície com ácido fosfórico 35% por 15 segundos. Os corpos-de-prova ficaram em descanso por 30 minutos com 100% de umidade e foram armazenados por 24 horas a 37°C. Para realização dos ensaios, testes de resistência ao cisalhamento foram realizados utilizando uma máquina universal de ensaios mecânicos. Em um aumento de 5.000 vezes, pode se notar que a maior capacidade de condicionamento, em ordem crescente, foi do vitremer primer, ácido poliacrílico e o ácido fosfórico, que causa maior porosidade. O estudo demonstrou que a efetividade do ácido poliacrílico e a do ácido fosfórico são iguais. Pôde-se concluir, também, que a maior adesividade foi conseguida com o ionômero de vidro modificado com resina composta, porque contém um componente resinoso que pode

formar uma matriz adesiva covalente, permitindo que haja uma maior resistência à fratura do que com o ionômero convencional, e que os componentes da resina podem penetrar nas microporosidades do esmalte, resultando em retenção mecânica. Os autores afirmaram que sempre deve ser realizado o condicionamento ácido nas superfícies de esmalte a serem restauradas com cimentos de ionômero de vidro convencional ou modificado por resina composta.

# Proposição

### 3. PROPOSIÇÃO

A proposição deste trabalho é estudar a capacidade de resistência de união de nichos confeccionados na lingual de incisivos inferiores utilizando uma resina composta e dois materiais à base de ionômero de vidro, um convencional e um modificado por resina composta, determinando:

1. A resistência ao cisalhamento dos materiais;
2. O Limite de fadiga;
3. A comparação dos resultados dos ensaios estatísticos de cisalhamento, com os valores dos ensaios dinâmicos de fadiga.
4. Análise do tipo de fratura com microscopia eletrônica de varredura.

# **Material e Método**

## 4. MATERIAL E MÉTODO

Para realização desse estudo foram utilizados três materiais restauradores estéticos, apresentados na Tabela 1, a seguir:

TABELA 1 - Materiais restauradores utilizados neste estudo.

Material	Sigla	Fabricante	Lote	Tipo
Fuji IX GP FAST*	F IX	GC CORPORATION, TOKIO, JAPÃO	9912154	Ionômero de vidro convencional
Fuji II LC*	F II LC	GC CORPORATION, TOKIO, JAPÃO	0106255	Ionômero de vidro modificado por resina
Restaurador Z100	Z 100	3M DO BRASIL, SUMARÉ, BRASIL	1KY	Resina composta

\* em cápsulas

Foram selecionados 80 dentes incisivos mandibulares humanos hígidos, recém extraídos, de indivíduos desconhecidos e com indicação de exodontia, realizada por profissionais qualificados, tendo sido o projeto analisado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Araraquara-SP-UNESP. Os dentes foram armazenados em uma solução de cristais de Timol a 0,1%(Pharmacia Specifica, Bauru, Brasil) em temperatura ambiente. Posteriormente, estes dentes foram submetidos a um processo de limpeza que incluiu raspagem, seguida de profilaxia. A raspagem foi realizada por meio de



curetas periodontais (SS White Artigos dentários Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) e a profilaxia executada com pasta de pedra-pomes extra-fina (Vigodente S.A. Indústria e Comércio) e água, com auxílio de uma escova tipo Robinson com cerdas planas (KG Sorensen, Indústria e Comércio Ltda, Barueri, Brasil).

Após a limpeza, cada dente foi posicionado verticalmente no centro de um cilindro de PVC (Tigre; Osasco, Brasil) com 30 mm de diâmetro e 30 mm de altura, com o auxílio de um aparelho delineador para assegurar a posição vertical dos dentes, para isso, cada dente foi, inicialmente, posicionado e fixado na ponta analisadora, situada na extremidade da haste vertical móvel do delineador, por meio de éster de cianocrilato ( Henkel Loctite Adesivos Ltda., Itapevi, Brasil), de tal forma que o seu longo-eixo se apresentasse paralelo ao da haste vertical. Para possibilitar a fixação do cilindro de PVC na platina do delineador, uma base de gesso pedra tipo IV (Velmix, Dumont Produtos Odontológicos Ltda., Guarulhos, Brasil) com 100 mm de comprimento e 60 mm de largura foi confeccionada apresentando um orifício em sua parte central com 30,2 mm de diâmetro e 20 mm de profundidade. Essa base, com o anel de PVC em posição, foi fixada na platina do delineador e o conjunto levado à base horizontal deste equipamento. Posteriormente, 10 g de cimento para construção civil (Votorantin S.A., Votorantin, Brasil) era proporcionado, manipulado juntamente com 5 ml de acelerador de presa (SIKA 2, SIKA S.A., Osasco, Brasil) e, então, vertido na parte interna do

anel de PVC. Nesse momento, os dentes foram fixados na região central dos anéis, abaixando-se a haste vertical do delineador (Figura 1).



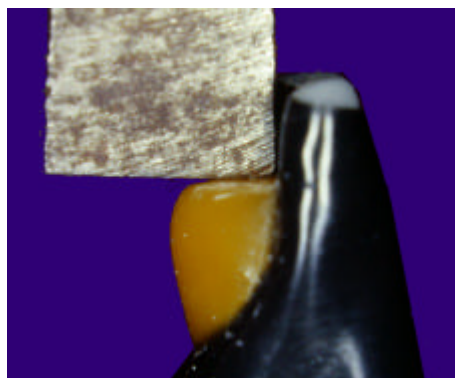
**FIGURA 1 – Inclusão do dente com o auxílio do delineador**

Inicialmente ao preparo dos nichos, etiquetas adesivas com perfurações de 3,5 mm de diâmetro (perfurador de lençol de borracha Ainswoth modificado -SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro) foram obtidas e adaptadas sobre a superfície lingual de cada dente. Esta delimitação tinha como objetivo padronizar a área de superfície do esmalte a ser condicionada e, posteriormente, mantida em contato com os materiais restauradores (Figura 2).

A seguir, para cada dente foi realizado o enceramento de um nicho na região do cingulo, proporcionando as características e formas ideais para dentes incisivos mandibulares (Figura 3).



**FIGURA 2 - Delimitação da área de esmalte dental a ser condicionada.**



**FIGURA 3 – Enceramento do nicho realizado com o auxílio do delineador.**

Na reprodução dos nichos confeccionados em cera utilizando os materiais restauradores, uma matriz translúcida foi confeccionada com um compósito monofase para obturação temporária (Clip F; VOCO, Cuxhaven, Germany), de tal forma que todo o nicho, borda incisal e parte das superfícies proximais dos dentes foram

recobertas, oferecendo estabilidade para a matriz durante a aplicação do material restaurador. Para isso, o compósito foi adaptado sobre as superfícies por meio de espátula de inserção (SS white Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro, Brasil), evitando-se a incorporação de bolhas de ar, e fotopolimerizado por 20 segundos de acordo com as instruções do fabricante.

Após a confecção da matriz, a sua adaptação e estabilidade sobre o dente eram avaliadas e, posteriormente, o nicho esculpido em cera foi removido totalmente, procedendo-se a limpeza da superfície de esmalte com algodão e solução de benzina (Indústria Farmacêutica Rioquímica Ltda., São José do Rio Preto, Brasil).

As superfícies de esmalte delimitadas pela fita adesiva foram, então, submetidas ao condicionamento com as soluções químicas indicadas pelos respectivos fabricantes. Para a resina composta Z-100, o tratamento da superfície do esmalte foi realizado utilizando ácido fosfórico na concentração de 37% (Biodinâmica, Ibiporã, Brasil). Esta solução foi aplicada sobre a superfície de esmalte durante 15 segundos com auxílio de um pincel com pêlo de camelo (Tigre; Osasco, Brasil) e removida, em seguida, com água corrente por 10 segundos. Após secagem suave, o agente adesivo Single Bond Adhesive (3M do Brasil Ltda., Sumaré, Brasil) foi aplicado sobre a superfície condicionada e fotopolimerizado por 10 segundos por meio de um fotopolimerizador (Optilight Plus, Gnatus,

Ribeirão Preto, Brasil), calibrado com comprimento de onda de 500 mW/cm<sup>2</sup>.

Para os materiais à base de ionômero de vidro (Fuji II LC e Fuji IX) o condicionamento de esmalte foi realizado com ácido poliacrílico a 20% (GC condicionador de cavidades, Tokio, Japão) por 10 segundos. Após este procedimento, a superfície foi lavada com água corrente e seca suavemente com jatos de ar.

Para a construção dos nichos com os materiais restauradores, as matrizes translúcidas, previamente confeccionadas, foram lubrificadas com glicerina (Sofarma Ltda., São José do Rio Preto, Brasil) com auxílio de um pincel e cada material restaurador foi manipulado seguindo-se as instruções dos fabricantes. Os materiais restauradores Fuji II LC e Fuji IX foram espatulados mecanicamente com auxílio de um amalgamador por 10 segundos, imediatamente após a ativação das cápsulas. O material restaurador Z-100 não necessitava de qualquer procedimento de espatulação. Após a sua manipulação, o material restaurador foi inserido com ligeiro excesso na porção interna da matriz correspondente ao nicho preparado. Durante este procedimento, realizado com auxílio de espátula de inserção, cuidados adicionais eram tomados para evitar-se a inclusão de bolhas de ar. Cada matriz era, então, levada em posição e, após ter sido verificada a sua completa adaptação, os excessos do material foram removidos com o auxílio de uma sonda exploradora (SS White Artigos Dentários Ltda, Rio de Janeiro)

(Figura 4). Posteriormente, o material era fotopolimerizado, tendo sido os materiais Fuji II LC fotopolimerizados por 20 segundos e o restaurador Z-100 por 40 segundos. Posteriormente, cada corpo-de-prova foi armazenado em estufa a 37 °C por uma hora. Após este período, a matriz foi removida e o nicho avaliado. Os corpos-de-prova que apresentavam irregularidade que poderiam comprometer os resultados eram desprezados e substituídos.



**FIGURA 4 – Inserção do material com o auxílio da matriz e remoção dos excessos**

Após a avaliação, os corpos-de-prova eram imersos em água destilada por um período de 30 dias, em estufa a 37°C, antes da realização dos testes na máquina universal de ensaios mecânicos (Material Test System 810). Foram realizados 25 corpos-de-prova para cada material, tendo sido 10 espécimes selecionados aleatoriamente e designados para a realização dos testes de cisalhamento e os demais foram submetidos à ciclagem mecânica.

Para o posicionamento dos corpos-de-prova durante a realização dos ensaios mecânicos, foi utilizado um dispositivo que se adaptava à máquina de ensaios de tal forma que os corpos-de-prova eram mantidos totalmente imersos em água destilada durante os testes. O dispositivo era composto por um reservatório de vidro (100 X 100 X 80 mm) contendo um cilindro metálico fixado na região central da sua base, onde os corpos-de-prova eram posicionados durante os testes. Este conjunto era acoplado a um pino metálico que se fixava na garra inferior da máquina de ensaios mecânicos (Figura 5).

Para se verificar a resistência de união dos materiais restauradores, testes de resistência ao cisalhamento foram, inicialmente, realizados, obtendo a média da força empregada para a ruptura dos materiais. Para isso, um cinzel metálico foi acoplado à célula de carga (1KN) e este conjunto foi fixado no mordente hidráulico superior da máquina de ensaios. A seguir, movimentando-se o mordente inferior, a extremidade ativa do cinzel era acomodada na interface material restaurador-esmalte (Figura 6) Neste momento, o teste era iniciado, imprimindo uma força no sentido vertical sob o material restaurador, utilizando-se uma velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. No momento em que ocorria a ruptura do material, o computador abortava o teste e fornecia o valor máximo da força necessária para o seu rompimento (N) e o gráfico do comportamento do material.



**FIGURA 5 – Máquina de ensaios e dispositivo para a realização dos testes**



**FIGURA 6 – Corpo-de-prova com o material restaurador e o cinzel metálico em posição.**

P

Para realização dos testes de ciclagem mecânica, os corpos-de-prova foram fixados na máquina de ensaios mecânicos, da mesma forma descrita anteriormente. A máquina de ensaios foi, então, calibrada para submeter o corpo-de-prova a 10.000 ciclos constantes, com uma frequência de 5 Hz, amplitude de movimento de 0,5mm e velocidade de rampa inicial de 100 N/s, utilizando o programa Test Work IV configurado no sistema gerenciador de função, com célula de carga com capacidade de 100 KN. Com o corpo-de-prova posicionado, a ciclagem iniciava-se com uma força de 60% da média da resistência de união obtida nos testes anteriores.

A carga que foi aplicada, o número do corpo-de-prova, a ocorrência de fratura ou a subsistência do material, assim como o número de ciclos foi anotado para cada material. Para os corpos-de-prova que



resistiram à ciclagem de 10.000 ciclos, sem que ocorresse a ruptura do material, a força era aumentada para o próximo corpo-de-prova a um valor constante que correspondia a 4% da força empregada. Caso os corpos-de-prova não resistissem à força e ocorresse a fratura antes de se completar os 10.000 ciclos, reduzia-se, também, 4% da força responsável pela ruptura. Assim, testes sucessivos foram realizados até completar o número mínimo de 15 corpos-de-prova.

Consideravam-se falhas, de uma maneira geral, o deslocamento dos nichos durante a aplicação de forças na direção inciso-apical.

Foi utilizado para os testes de ciclagem mecânica, o método de escada preconizada por Draughn<sup>19</sup> em 1979, que o utilizou e o descreveu para os testes de fadiga compressiva de resinas compostas.

Para realizar os cálculos de limite de fadiga e desvio padrão nos ensaios de ciclagem mecânica, é necessário a interpretação da FIGURA 7. Esta figura foi construída a partir do comportamento dos materiais ciclados, assim como, o número de fratura ou resistência dos corpos-de-prova e a tensão necessária para o rompimento (MPa). Após a interpretação desta figura, foi possível à aplicação das fórmulas de limite de fadiga e desvio padrão e a construção de uma tabela auxiliar (TABELA 2) necessária para a aplicação das fórmulas.

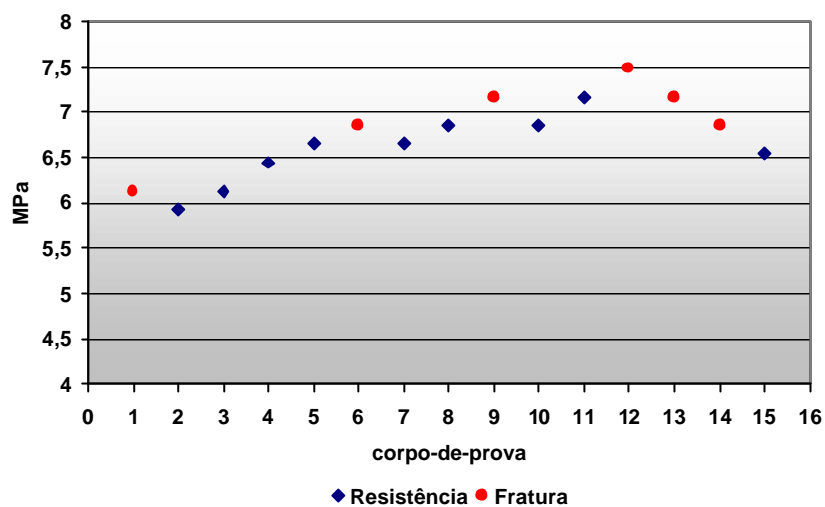


FIGURA 7 – Gráfico exemplificado o comportamento do material Resina Z-100 após ciclagem mecânica.

TABELA 2. Exemplo de uma tabela auxiliar para cálculo do limite de fadiga de acordo com o método de escada.

CARGA (MPa)	i	n.i	ini	$i^2ni$
6,02	2	1	2	4
5,82	1	3	3	3
$X_0$ 5,61	0	1	0	0

As fórmulas (1) e (2) fornecem dados para o cálculo do limite de fadiga médio ( $\bar{X}$ ), e o desvio padrão (D.P.).

Fórmula (1):

$$\bar{X} = x_0 + d. \left( \frac{A}{N} \pm \frac{1}{2} \right)$$

Fórmula (2):

$$D.P.. = 1,620 d. \left( \frac{NB-A^2}{N^2} + 0,029 \right)$$

No exemplo (FIGURA 7), verifica-se que o símbolo **X** corresponde aos corpos-de-prova que se romperam e o símbolo **O** corresponde aos corpos-de-prova que resistiram ao ensaio. Para determinar o limite de fadiga médio (estatístico), baseia-se no evento que ocorreu em menor número, ou seja, considera-se apenas os corpos-de-prova que faturaram, posteriormente construindo a tabela auxiliar (TABELA 2).

Nessa tabela, **i=0** significa a menor tensão ensaiada onde ocorreu a fratura, o valor seguinte onde ocorreu, também, a fratura é **i=1** e assim por diante. **ni** é o número de corpos-de-prova que se fraturam com

as tensões ensaiadas; **N**, **A** e **B** representam respectivamente, a soma de  $n_i$ ,  $i n_i$  e  $i^2 n_i$ . **d** é o incremento fixo, crescente ou decrescente da “escada” (4%), **X<sub>0</sub>** valor da tensão para **i=0**.

O sinal (+) da expressão 1 é usado quando se considera os corpos-de-prova não rompidos e o sinal (-) para a análise baseada nos corpos-de-prova rompidos. Os valores originais do experimento foram convertidos de **N** para **MPa** ( $1\text{MPa} = 1\text{N/mm}^2$ ), em função da área da base do nicho (circular) previamente calculada ( $9,62155\text{ mm}^2$ ).

Os corpos-de-prova fraturados nos testes de resistência ao cisalhamento e ciclagem foram preparados para análise microscópica de suas superfícies. Para isso, os corpos-de-prova foram fixados em “stubs” metálicos e, em seguida, o aparelho para metalização era acionado para promover a pulverização da superfície dos corpos-de-prova com liga áurea.

O microscópio utilizado foi o JMS – T-220A (JEOL Scanning Microscope T-220A, Jeol, Japan). Os corpos-de-prova foram avaliados, sendo cada um colocado em um tubo emissor de elétrons. Após as programações do aparelho, o feixe de elétrons foi dirigido para as suas superfícies proporcionando uma imagem em uma câmara visual. As imagens foram aumentadas até 500 vezes para a análise de varredura do campo e tomada fotográfica (Figura 8).



**FIGURA 8 – Microscópio eletrônico de varredura**

Os dados foram analisados utilizando-se estatística descritiva com parâmetros de média e desvio padrão montados em tabelas e gráficos.

Para comparação entre os materiais, utilizou-se Análise de Variância a um critério e o teste de Tukey para comparações múltiplas.

Para análise de variância a um critério dos resultados do limite de fadiga dos materiais testados foram utilizados o número de corpos-de-prova, a média e o desvio padrão. Em todos os testes foi adotado nível de significância de 5%.

# Resultados

## 5. RESULTADOS

### 5.1. RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO

Os valores originais de resistência ao cisalhamento obtidos para cada corpo-de-prova dos materiais Z 100, Fuji II LC e Fuji IX encontram-se nas Tabelas 3, 4 e 5.

TABELA 3 – Valores originais obtidos durante os teste de cisalhamento dos corpos-de-prova do material Z-100.

<b>Corpos-de-prova</b>	<b>Força máxima (N)</b>	<b>Área (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Resistência (MPa)</b>
1	150,14	9,62115	15,61
2	46,70	9,62115	4,85
3	150,83	9,62115	15,68
4	110,14	9,62115	11,45
5	100,14	9,62115	10,41
6	117,04	9,62115	12,16
7	80,49	9,62115	8,37
8	100,14	9,62115	10,41
9	122,90	9,62115	12,77
10	200,13	9,62115	20,80

TABELA 4 – Valores originais obtidos durante os teste de cisalhamento dos corpos-de-prova do material Fuji II LC.

<b>Corpos-de-prova</b>	<b>Força máxima (N)</b>	<b>Área (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Resistência (MPa)</b>
1	111,74	9,62115	11,61
2	101,17	9,62115	10,51
3	101,57	9,62115	10,55
4	91,65	9,62115	9,525
5	84,65	9,62115	8,79
6	112,81	9,62115	11,72
7	146,33	9,62115	15,20
8	118,21	9,62115	12,28
9	66,84	9,62115	6,94
10	55,02	9,62115	5,71

TABELA 5 – Valores originais obtidos durante os teste de cisalhamento dos corpos-de-prova do material Fuji IX.

<b>Corpos-de-prova</b>	<b>Força máxima (N)</b>	<b>Área (mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Resistência (MPa)</b>
1	81,76	9,62115	8,49
2	44,25	9,62115	4,59
3	70,98	9,62115	7,37
4	27,34	9,62115	2,84
5	25,68	9,62115	2,66
6	101,5	9,62115	10,54
7	118,6	9,62115	12,32
8	94,99	9,62115	9,87
9	80,07	9,62115	8,32
10	48,07	9,62115	4,99



Inicialmente, os dados de cada material foram submetidos ao teste de aderência à curva normal, tendo sido evidenciado que, para todos os materiais, os dados obtidos ajustaram-se à distribuição normal de probabilidades. Assim, tendo em vista que as condições de aplicabilidade do modelo de análise de variância foram satisfeitas, a aplicação do teste originou Tabela 6.

TABELA 6 - Análise de variância dos resultados de resistência ao cisalhamento.

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	p
Material	2	129,652	64,826	5,151	0,013*
Residuo	27	339,795	12,585		
Total	29	469,447			

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

A Tabela 6 evidencia que o valor de F mostrou-se significativo ( $p < 0,05$ ), proporcionando, assim, evidência amostral para rejeitar a hipótese de que este fator tenha induzido efeitos iguais sobre a resistência ao cisalhamento dos corpos-de-prova dos diferentes materiais. Esse resultado pode ser evidenciado pela comparação entre as médias de resistência ao cisalhamento dos materiais, por meio do teste de Tukey, ao nível de significância de 5% (Tabela 7).

Tabela 7 - Teste de Tukey para comparações múltiplas da resistência ao cisalhamento dos três materiais testados.

Comparação	Diferença
Z-100 x Fuji II LC	1,97 <i>ns</i>
Z-100 x Fuji IX	5,05 *
Fuji II LC x Fuji IX	3,08 <i>ns</i>

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

*ns* diferença não significativa

Conforme os dados apresentados, pelo teste de Tukey, pode-se afirmar que os valores do teste de resistência ao cisalhamento foram estatisticamente diferentes para resina composta Z 100 e o ionômero de vidro convencional Fuji IX. Porém, não houve diferença significativa entre o material Fuji II LC e os demais materiais.

Os valores de média de resistência ao cisalhamento dos três materiais podem ser observados na tabela 8 e Figura 9. Os resultados evidenciam que a resina composta Z 100 produziu maior valor de média de resistência ao cisalhamento que o ionômero de vidro convencional Fuji IX.

TABELA 8 - Valores de média e desvios padrão de resistência ao cisalhamento dos materiais (MPa).

Material	Resistência	
	Média	Desvio padrão
Z-100	12,25251	4,392684
Fuji II LC	10,278	2,736038
Fuji IX	7,199	3,312664

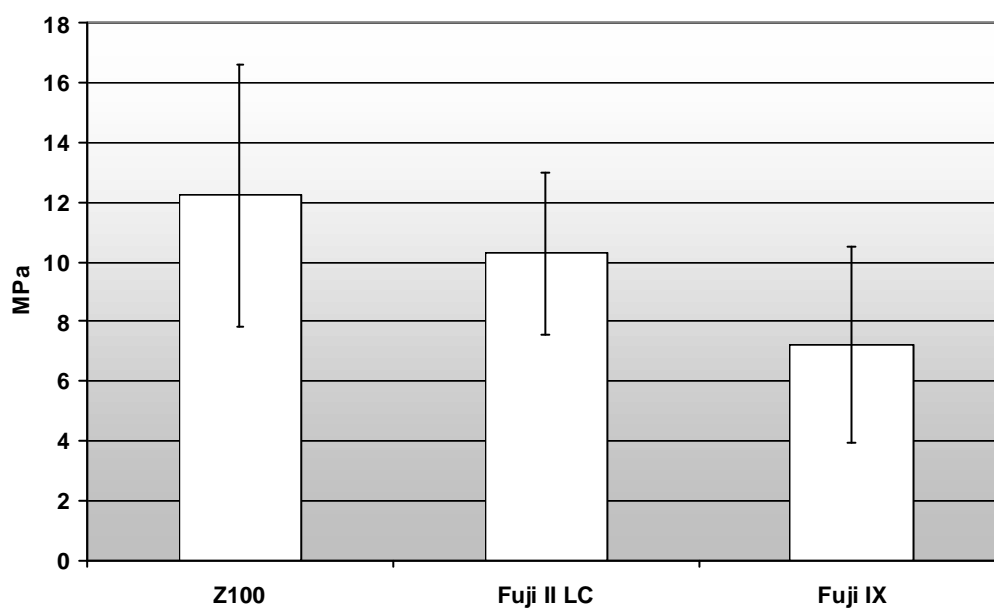


Figura 9 – Médias e desvios-padrão de resistência ao cisalhamento dos materiais avaliados neste estudo.

## 5.2. LIMITE DE FADIGA

As Figuras 10, 11 e 12 representam o comportamento dos corpos-de-prova dos materiais Z 100, Fuji II LC e Fuji IX, respectivamente, submetidos aos testes de fadiga.

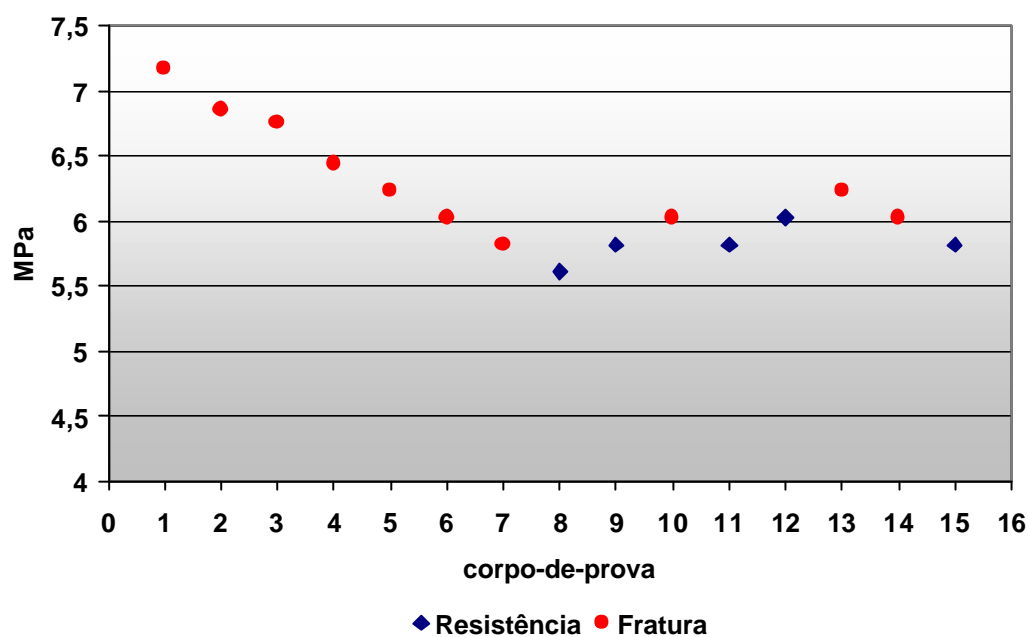


FIGURA 10 – Resultados dos testes de fadiga dos corpos-de-prova do material Z 100.

Pode-se observar na Figura 10, que a fratura foi o evento mais freqüente ocorrido durante a ciclagem mecânica, pois somente 5 corpos-de-prova apresentaram subsistência durante o teste.

Por outro lado, para o material Fuji II LC, pode-se observar que a subsistência dos corpos-de-prova durante a ciclagem mecânica foi o fenômeno mais freqüente (Figura 11).

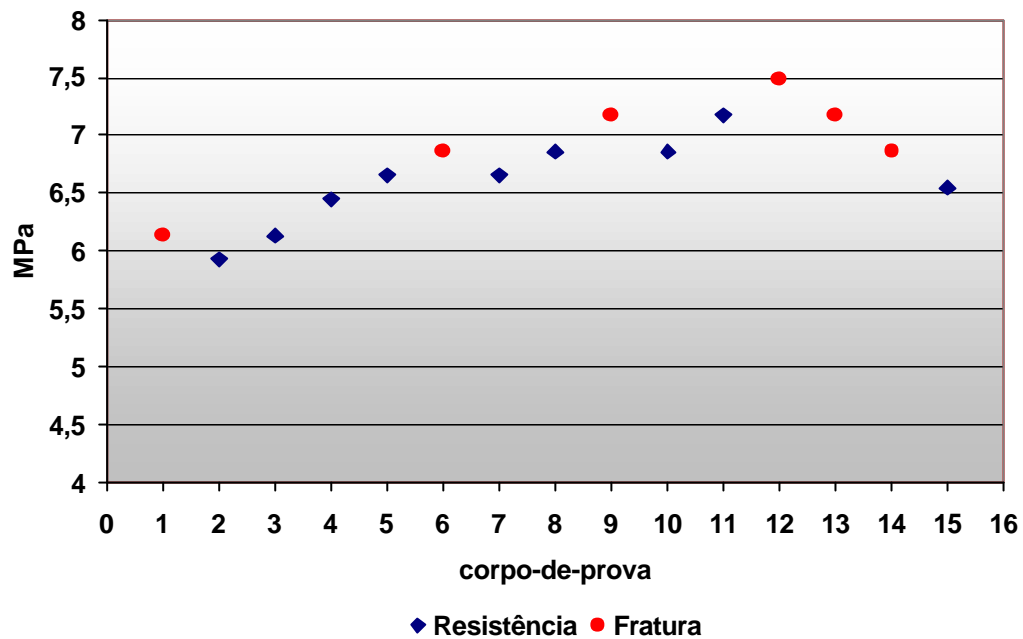


FIGURA 11 – Resultados dos testes de fadiga dos corpos-de-prova do material Fuji II LC.

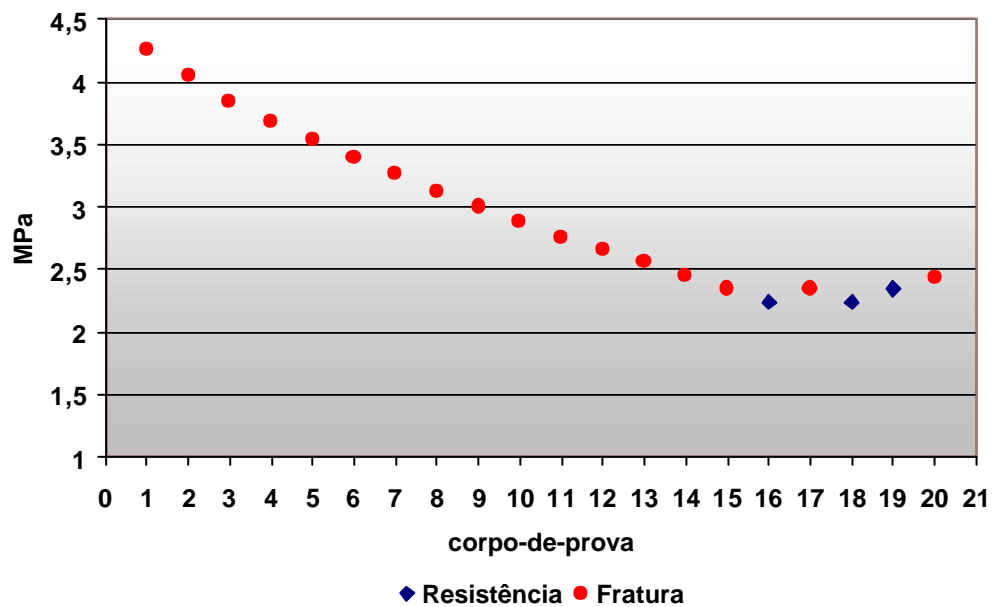


FIGURA 12 – Resultados dos testes de fadiga dos corpos-de-prova do material Fuji IX.

Para o material Fuji IX, o evento mais freqüente observado durante os testes de fadiga foi a fratura dos corpos-de-prova, que ocorria antes da finalização dos 10.000 ciclos (Figura 12).

Os valores de limite de fadiga foram calculados com base nos resultados dos testes de ciclagem mecânica e, também, submetidos à análise de variância a um critério, cujo resumo apresenta-se na Tabela 9.

TABELA 9 - Análise de variância dos resultados de limite de fadiga.

Fonte de variação	Graus de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrado Médio	F	p
Material	2	180,5195	90,25973	1594,425	0,001*
Residuo	47	2,660651	0,05661		
Total	49	183,1801			

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

De acordo com a Tabela 9, verifica-se que o valor de F foi significativo ( $p < 0,05$ ). Conseqüentemente, foi possível rejeitar a hipótese de igualdade de efeito do fator material sobre a propriedade de limite de fadiga dos corpos-de-prova avaliados. Esses resultados podem ser evidenciados pela comparação entre as médias deste fator, por meio do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%, cujos resultados estão apresentados na Tabela 10.

TABELA 10 - Teste de Tukey para comparações múltiplas do limite de fadiga dos três materiais testados.

Comparação	Diferença
Z-100 x Fuji II LC	- 0,41*
Z-100 x Fuji IX	3,66*
Fuji II LC x Fuji IX	4,11*

\* diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ )

ns diferença não significativa

A interpretação da Tabela 10 indica que todos os materiais apresentaram diferenças estatisticamente significantes em relação à propriedade de limite de fadiga. Esses resultados podem ser evidenciados pela análise da Tabela 11 e Figura 13 que indicam que o material Fuji II LC apresentou o maior valor de média de limite de fadiga, seguido da resina Z 100 e, finalmente, pelo material Fuji IX.

TABELA 11 - Valores de média e desvios padrão de limite de fadiga dos materiais (MPa).

Material	Resistência	
	Média	Desvio padrão
Z-100	5,99	0,16
Fuji II LC	6,40	0,40
Fuji IX	2,33	0,043

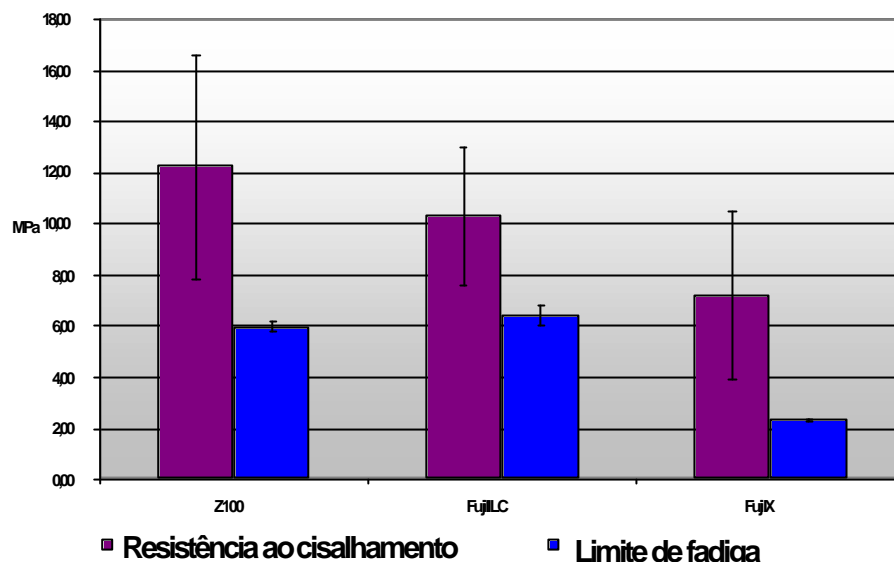


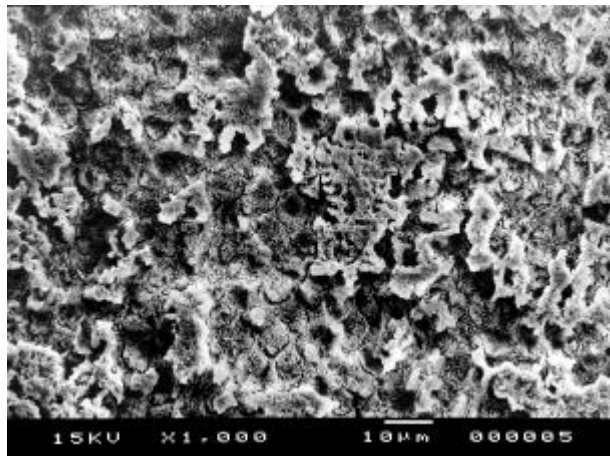
FIGURA 13 – Comparação entre as médias de resistência ao cisalhamento e limite de fadiga de todos os materiais.

A análise da Figura 13 indica, ainda, que todos os materiais apresentaram valores de média de limite de fadiga menores em relação aos resultados obtidos para os testes de cisalhamento.

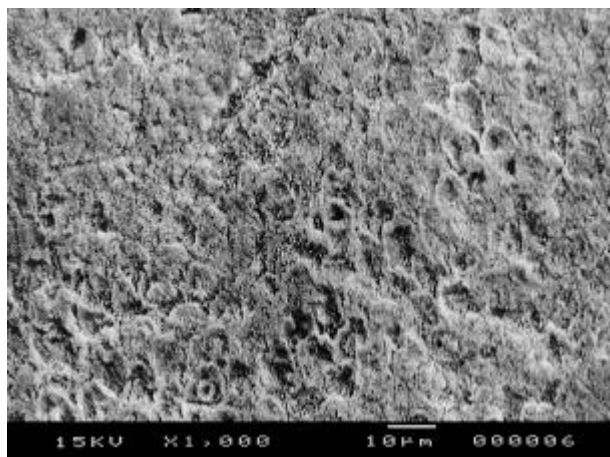
### 5.3. MICROSCOPIA ELETRÔNICA

A análise das superfícies fraturadas foi realizada por meio de microscopia eletrônica de varredura, possibilitando a obtenção de fotomicrografias. Pode-se observar nas Figuras 14 e 15 a microscopia eletrônica de varredura do condicionamento ácido do esmalte, utilizando o ácido fosfórico a 37% por 15 s e o ácido poliacrílico a 20% por 10 s.



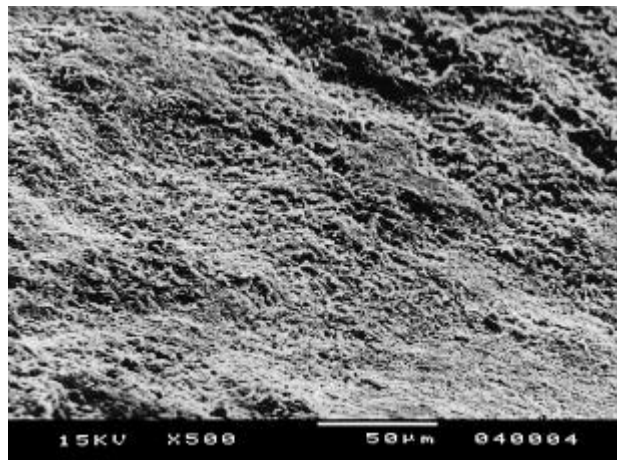


**FIGURA 14 – Esmalte condicionado com ácido fosfórico**

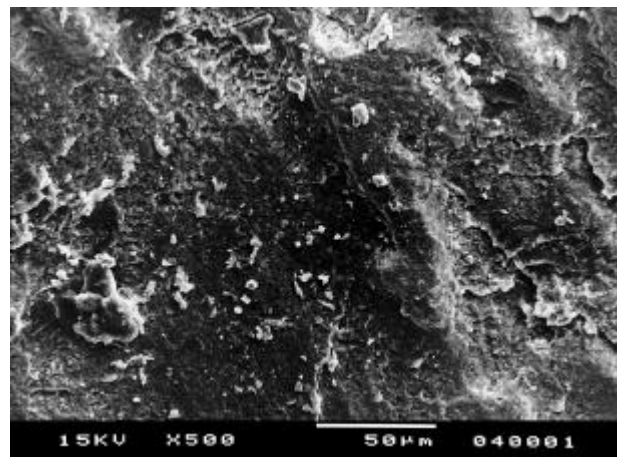


**FIGURA 15 – Esmalte condicionado com ácido poliacrílico**

Na figura 14 pode-se observar que o ácido fosfórico apresenta uma ação mais expressiva sobre a superfície do esmalte em comparação com o ácido poliacrílico, demonstrado na figura 15.

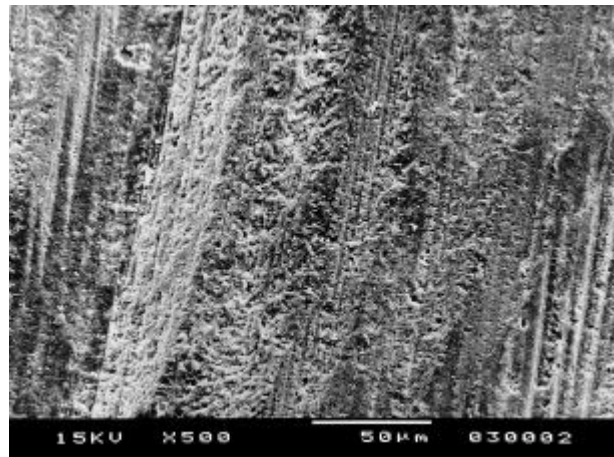


**FIGURA 16 – Superfície de fratura após cisalhamento do material Z-100**

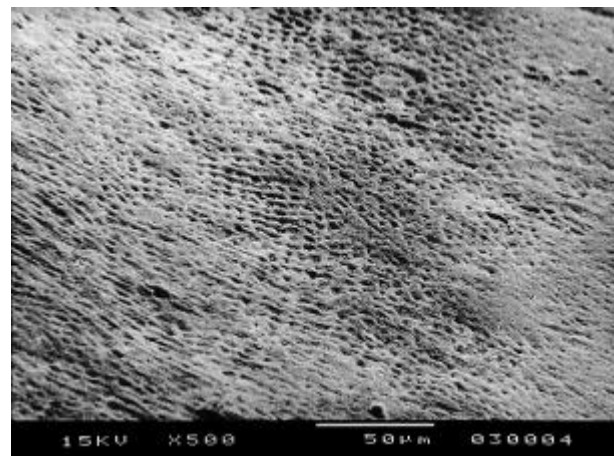


**FIGURA 17 – Vista angulada da superfície de fratura após cisalhamento do material Z-100**

Pode-se observar na Figura 16 que, nos testes de cisalhamento, há presença de trincas no material e poucas áreas de esmalte não recobertas pela resina, sugerindo fratura do tipo coesiva. A Figura 17, angulada, permite uma visão em espessura do material restaurador.

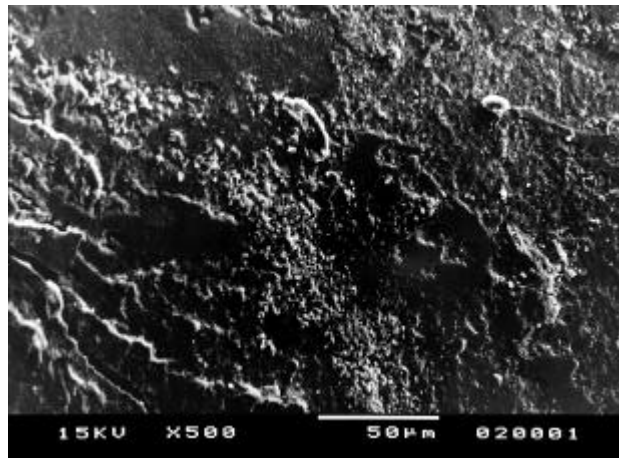


**FIGURA 18 - Superfície de fratura após ciclagem do material Z-100**

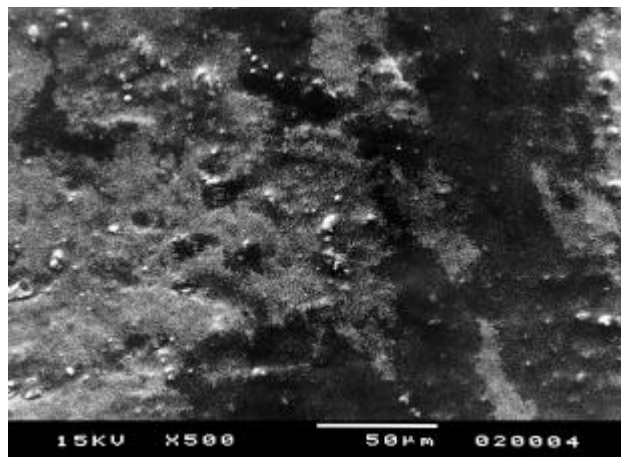


**FIGURA 19 - Vista angulada da superfície de fratura após ciclagem do material Z-100**

Na Figura 18, nos testes de ciclagem, observa-se a presença de estrias, sugerindo fratura do tipo coesiva. A Figura 19, angulada, permite uma visualização mais precisa da espessura do material

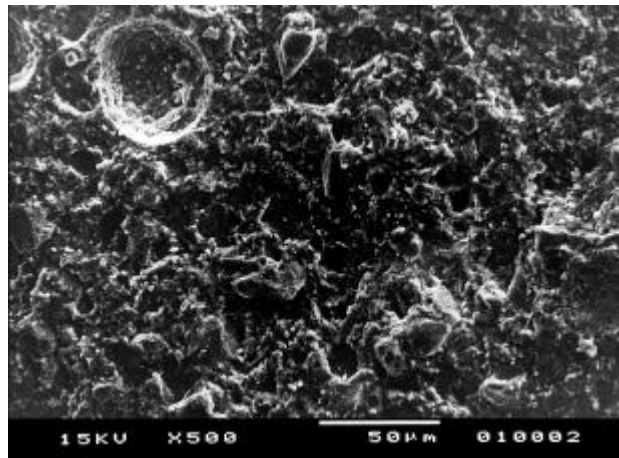


**FIGURA 20- Superfície de fratura após cisalhamento do material Fuji II LC**

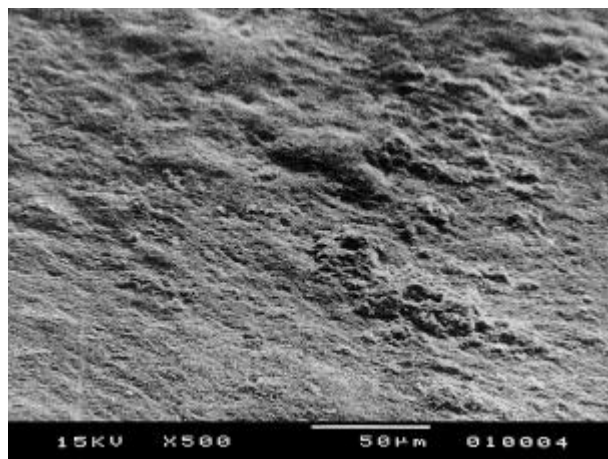


**FIGURA 21- Vista angulada da superfície de fratura após cisalhamento do material Fuji II LC**

Pela análise das Figuras 20 e 21, após testes de cisalhamento do material Fuji II LC, observa-se que a maior parte da superfície do esmalte está coberta por material restaurador, sugerindo uma fratura do tipo coesiva.

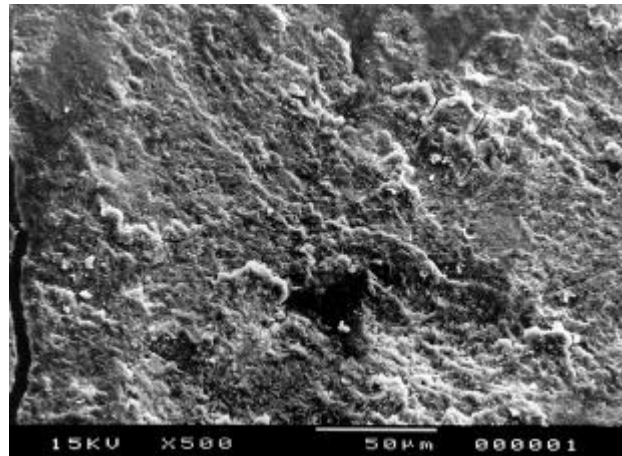


**FIGURA 22- Superfície de fratura após ciclagem do material Fuji II LC**

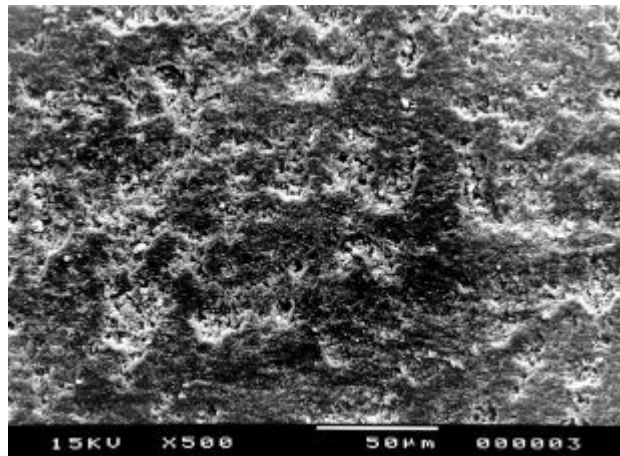


**FIGURA 23- Vista angulada da superfície de fratura após ciclagem do material Fuji II LC**

Na figura 22 e 23 observa-se a presença de material restaurador sobre a superfície de esmalte, sugerindo uma fratura coesiva.

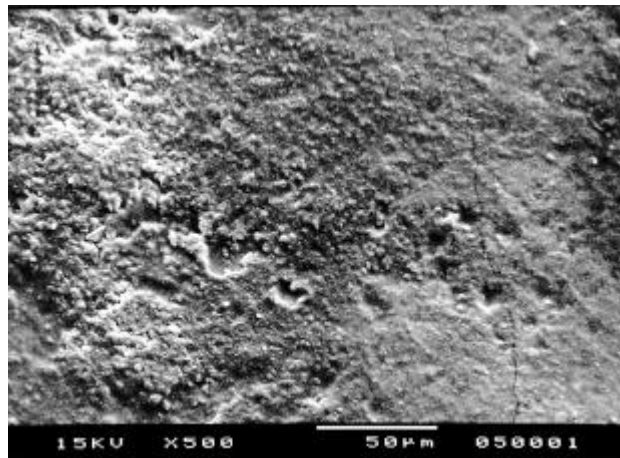


**FIGURA 24- Superfície de fratura após cisalhamento do material Fuji IX**

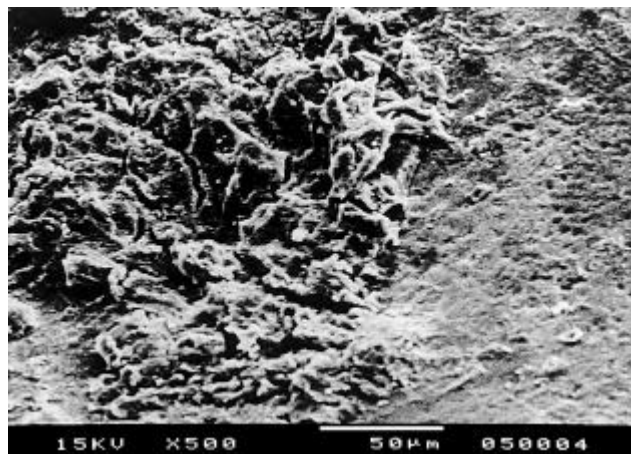


**FIGURA 25- Vista angulada da superfície de fratura após cisalhamento do material Fuji IX**

Da mesma forma que para os demais materiais, observa-se que a superfície de esmalte dos corpos-de-prova do material Fuji IX apresenta estrias e pequenas áreas de esmalte, sugerindo fratura do tipo coesiva (Figuras 24 e 25).



**FIGURA 26- Superfície de fratura após ciclagem do material Fuji IX**



**FIGURA 27 – Vista angulada da superfície de fratura após ciclagem do material Fuji IX**

Na figura 26, nos testes de ciclagem, observa-se a presença de trincas e pequenas áreas de esmalte, sugerindo uma fratura do tipo coesiva. Na figura 27, angulada, pode-se observar a espessura do material restaurador, sugerindo uma fratura do tipo coesiva.

# Discussão



## 6. DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou , por meio de testes de cisalhamento, a resistência de união ao esmalte dentário de nichos confeccionados em resina composta, ionômero de vidro modificado por resina e ionômero de vidro convencional. Apesar de vários autores<sup>14,31,40,48,50,53,54,59</sup> indicarem a realização de nichos em resina composta, nenhum estudo foi encontrado na literatura consultada sobre a utilização de materiais à base de ionômero de vidro na confecção de nichos em dentes pilares de prótese parcial removível. A seleção de ionômeros de vidro para a confecção de nichos foi realizada com base nas vantagens desses materiais em relação às resinas compostas, como liberação continuada de flúor e adesão química às estruturas dentárias<sup>3,23,56</sup>

Incisivos inferiores humanos foram utilizados na confecção dos corpos-de-prova tendo em vista que, apesar de serem dentes pilares freqüentemente selecionados durante o planejamento de próteses parciais removíveis, eles não apresentam estrutura e área de esmalte suficientes para a realização de preparos de nicho diretamente sobre a sua superfície lingual.

Para a confecção dos nichos, após a fixação dos dentes com seu longo eixo paralelo à haste vertical do delineador, foi realizado o seu enceramento diretamente sobre o esmalte, com o auxílio da faca do delineador, permitindo a obtenção de uma parede cervical perpendicular ao longo eixo do dente pilar<sup>50</sup>. Posteriormente, uma matriz individual era obtida por meio de um compósito monofase fotopolimerizável, possibilitando a confecção de cada nicho com as características previamente determinadas no enceramento<sup>38</sup>. Estes aspectos permitiram a padronização do direcionamento das forças durante a realização dos testes de cisalhamento e de fadiga. Além disso, a área de contato do material restaurador com o esmalte dentário era, também, padronizada (9,62 mm<sup>2</sup>) por meio da aplicação de uma máscara adesiva. Este recurso permitiu que a resistência de união fosse, após a obtenção da força máxima de ruptura, calculada em MPa.

Em relação aos testes de resistência ao cisalhamento, os nichos confeccionados em resina composta produziram um valor médio de resistência de união de 12,25 MPa (117,85 N). Estes resultados estão de acordo com aqueles obtidos por Toth et al.<sup>53,54</sup>, ao relatar que a força que um nicho deveria resistir antes de sua ruptura deveria ser de 12,25 MPa (117,87 N). Entretanto, pela análise da literatura, constata-se que a resistência de união pode sofrer variações de acordo com a área de contato do material restaurador com o esmalte dental. No presente trabalho, a área de contato do material restaurador com a superfície do

esmalte foi de 9,62 mm<sup>2</sup>, medida semelhante àquela do trabalho de Toth et al.<sup>53,54</sup>. Além disso, o tipo de substrato é um fator que deve ser considerado na avaliação da resistência de união. Um valor médio de resistência de união de 10,4 MPa (126,8 N), foi observado por Bishara et al.<sup>4</sup>, ao avaliarem a resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos com área de 12,2 mm<sup>2</sup>. Apesar da maior área de contato do material restaurador em comparação com o presente estudo, pode-se observar que o valor de resistência de união foi menor.

Um outro aspecto que deve ser considerado está relacionado ao tipo de tratamento superficial do esmalte durante a confecção dos nichos em resina composta. No presente estudo, as superfícies do esmalte dentário foram condicionadas com ácido fosfórico a 37 % por 15 s, de acordo com as instruções do fabricante da resina Z 100. Observações semelhantes foram realizadas por Prado<sup>39</sup> ao avaliar o efeito de diferentes tratamentos de superfície sobre a resistência ao cisalhamento de nichos de resina composta. Segundo este autor, os nichos realizados apenas com condicionamento ácido de esmalte oferecem resistência similar à daqueles com superfície de esmalte submetida à abrasão ou sulcos méso-distais. Por outro lado, autores como Seto; Caputo<sup>48</sup>, indicaram a realização de sulcos horizontais previamente ao condicionamento ácido do esmalte, relatando que este procedimento proporciona vantagens na distribuição de forças para os dentes pilares, particularmente naqueles com inclinações para vestibular

ou lingual. Entretanto, os valores de 66 N a 125 N observados por estes autores são similares aos de nosso estudo, que foi realizado sem qualquer desgaste para preparo prévio da superfície de esmalte.

Considera-se, ainda, o fato de que todos os corpos de prova do presente estudo foram armazenados em água durante 30 dias antes da realização dos testes mecânicos. Além disso, todos os testes foram realizados com os corpos-de-prova imersos em água destilada. Tem sido observado que a água produz uma degradação da interface matriz orgânica/carga produzindo zonas de propagação de trincas, reduzindo a resistência do material quando da aplicação de cargas<sup>8</sup>. No presente estudo as Figuras 13, 14, 15 e 16 da microscopia eletrônica possibilita observar que a resina composta Z-100 apresentou fraturas do tipo coesiva, indicando que ocorreram efeitos da degradação da água nas suas propriedades coesivas, sem contudo, alterar a interface de união material restaurador e esmalte dental. Autores como Desai; Tyas<sup>17</sup> e Coury et al.<sup>16</sup> relataram que existem grandes dificuldades em se avaliar o tipo de fratura sem a utilização de microscopia eletrônica de varredura.

Braem et al.<sup>7</sup> observaram valores de 181,8 MPa após armazenagem de corpos-de-prova a seco e 134,7 MPa quando a armazenagem foi efetuada em meio aquoso por 30 dias, resultados estes que demonstram o efeito deletério da água sobre a resistência das resinas compostas. Gladys et al.<sup>21,22</sup>, também, em seus estudos, encontraram diminuição dos valores de resistência de resinas compostas

até 18% após armazenamento em água. Assim, os materiais avaliados no presente estudo foram testados em condições clínicas relativamente críticas.

Os corpos-de-prova do material Fuji II LC produziram um valor médio de resistência ao cisalhamento de 10,29 MPa (99 N), tendo sido este valor estatisticamente igual àquele do material Z-100. Glasspoole et al.<sup>23</sup>, também realizando testes de resistência ao cisalhamento de ionômero de vidro modificado por resina, observou valores médios de 18,9 MPa, utilizando, porém, uma área de cobertura maior do esmalte pelo material restaurador (12,5mm<sup>2</sup>), em comparação com aquela do presente estudo (9,62mm<sup>2</sup>). Da mesma forma, valores médios de resistência ao cisalhamento de 19,64 MPa (131,39N) foram observados por Cortês; Garcia-Godoy; Boj<sup>13</sup>, tendo a área de contato entre o material restaurador e o esmalte dentário sido, porém, de 6,69 mm<sup>2</sup>, menor portanto que no presente estudo. É importante salientar que os estudos mencionados avaliaram a resistência de união após 24 h de armazenamento em água, tendo os corpos-de-prova do presente estudo sido armazenados por 30 dias a uma temperatura de 37°C. No material Fuji II LC, a reação do tipo ácido-base entre as partículas de alumínio silicato e ácido poliacrílico é complementada pela reação de fotopolimerização de monômero de 2-hidroxietilmetacrilato (HEMA)<sup>57</sup>. Dessa forma, a fase resinosa permite que este material apresente menor sensibilidade inicial à água, em comparação com os ionômeros de vidro

convencionais. Entretanto, apesar da reação ácido-base se prolongar lentamente com o tempo, favorecendo as propriedades mecânicas do material, a absorção de água, bem como o seu efeito plastificante sobre o material, pode produzir efeito deletério<sup>11,7</sup>. Estes aspectos, provavelmente, influenciaram as diferenças observadas entre o presente estudo e aqueles mencionados anteriormente. Pode-se observar nas figuras 14,15,16 e 17 de microscopia eletrônica de varredura que as fraturas foram do tipo coesiva, sugerindo que a resistência mecânica do material foi menor que a sua resistência de união com o esmalte. Dessa forma, o efeito da água sobre o material Fuji II LC pode ter contribuído para o seu comportamento nos testes de cisalhamento. É importante relatarmos, ainda, que durante a reação inicial de polimerização, o material Fuji II LC foi mantido em estufa por uma hora antes de sua imersão em água, pois tem sido observado que a maior sensibilidade deste material à umidade ocorre entre o início da espatulação e a primeira hora de reação de polimerização<sup>28</sup>.

Além disso, o tratamento superficial do esmalte também pode ter influenciado os resultados produzidos pelo material Fuji II LC, tendo em vista a grande variação observada na literatura em relação ao tipo, concentração e tempo de aplicação de substâncias indicadas para tratamento da superfície do esmalte quando da utilização de ionômeros de vidro modificados por resina. Em nosso estudo, o tratamento da superfície foi realizado somente com ácido poliacrílico a 20% por 10

segundos, seguindo-se as recomendações do fabricante. Ewoldesen et al.<sup>20</sup> observaram que superfícies de esmalte condicionadas com ácido poliacrílico a 10 % por 15 s produziram uma resistência de união menor (7,95 MPa) que a observada no presente estudo e semelhante a um grupo que não recebeu condicionamento (6,97MPa). Por outro lado, Desai; Tyas<sup>17</sup> observaram médias de resistência de união maiores para os condicionamentos realizados com ácido poliacrílico na concentração de 10%, porém, por 20 segundos, em relação às superfícies sem nenhuma forma de tratamento, indicando que, além da concentração, o tempo de aplicação do ácido poliacrílico deve ser considerado. Powis et al.<sup>41</sup> indicaram a utilização do ácido poliacrílico numa concentração de 25%, justificando que essas substâncias por possuem alto peso molecular, têm capacidade de limpar e umectar a superfície do esmalte sem alterar, de modo significativo, a sua morfologia, como ocorre com a utilização do ácido cítrico e do EDTA, ambos com baixos pesos moleculares. Da mesma forma, Carvalho; Ishikiriama; Navarro<sup>10</sup> indicaram o ácido poliacrílico para tratamento superficial do esmalte para receber ionômeros de vidro modificado por resina, porém na concentração de 40%, por 20 segundos. Como se pode observar, apesar dos autores concordarem com a necessidade de realização de tratamento superficial do esmalte com ácido poliacrílico, não há uma padronização em relação aos fatores concentração e tempo de aplicação. Dessa forma, futuros estudos ainda são necessários com relação a esses aspectos.

Os nichos confeccionados com ionômero de vidro convencional Fuji IX produziram valor médio de resistência ao cisalhamento significativamente menor 7,2 MPa (69,32 N) que aqueles confeccionados em resina composta. Resultados semelhantes foram observados por Glasspoole et al.<sup>23</sup> que evidenciaram uma média de 6,9 MPa (66,38N), porém com uma área de cobertura maior do material (12,5 mm<sup>2</sup>) e com armazenamento em meio aquoso por somente 24 horas. Da mesma forma, Bishara et al.<sup>5</sup> encontraram valores de 6,5 MPa (79,3N) com área de cobertura do material de 12,2 mm<sup>2</sup>. Por outro lado, Coury et al.<sup>16</sup> verificaram valores consideravelmente menores (3,8 MPa; 36,5N), apesar da área de cobertura do material ter sido de 16 mm<sup>2</sup>.

Este estudo não demonstrou diferença significativa entre a resistência ao cisalhamento do ionômero modificado por resina Fuji II LC e do material Fuji IX. Os cimentos de ionômero de vidro convencionais foram idealizados na década de 70 por Wilson; Kent<sup>56</sup> e sua reação de presa promove a adesão do material à estrutura dentária, sendo que este material demonstra propriedades excelentes como: coeficiente de expansão térmica semelhante ao da estrutura dental, adequada compatibilidade biológica e liberação continuada de flúor, tendo sido estas vantagens as justificativas para a utilização deste material na realização de nichos. Mclean; Wilson<sup>34</sup> citaram a propriedade desses materiais de se unirem ao esmalte dental, à dentina, ao aço inoxidável, ao estanho, à platina e ao ouro revestido por óxido de estanho, provavelmente devido à



reação entre vários grupos carboxílicos livres, para formar pontes de hidrogênio, que determinam uma adesão em primeiro estágio. As pontes de hidrogênio substituídas por uniões metalo-iônicas tornam o cimento de ionômero de vidro firmemente aderido ao substrato. Entretanto, os ionômeros de vidro convencionais possuem maior sensibilidade à umidade em relação aos modificados por resina, sofrendo degradação hidrolítica em meio aquoso<sup>3,23</sup>. Segundo Anusavice<sup>3</sup>, esta maior sensibilidade à umidade e baixa resistência inicial dos ionômeros de vidro convencionais estão relacionadas à lenta reação de presa do tipo ácido-base destes materiais. Apesar de todos os corpos-de-prova no presente estudo terem sido mantidos com a matriz em posição por uma hora, em estufa a 37 °C, antes da imersão em meio aquoso, pode-se supor que o material Fuji IX sofreu maior efeito deletério da água em comparação com o material Fuji II LC, que não demonstrou diferença significativa em relação à resina Z 100. Porém, ao se analisar as Figuras 18,19,20 e 21, as fraturas ocorridas foram do tipo coesiva, indicando que o efeito da água não comprometeu a interface de união material restaurador e esmalte dental.

Além dos testes de cisalhamento, o presente estudo avaliou, ainda, a resistência de união dos materiais ao esmalte dentário por meio de testes de fadiga. Souza<sup>49</sup> e Saunders<sup>45</sup> definiram o limite de fadiga como sendo o valor limite da tensão abaixo do qual o material pode suportar um número infinito de ciclos regulares, sem se romper. Portanto,

o limite de fadiga é conceituado como sendo o valor máximo de tensão suportado para um dado número de ciclos sem que ocorra o rompimento do material.

Para se testar a resistência à fadiga dos materiais selecionados para este estudo, foi utilizado o método escada<sup>18,19</sup>. Este método permite a obtenção de dados relacionados ao limite de fadiga de um determinado material, com dados estatísticos precisos, utilizando em média 15 corpos-de-prova. Saunders<sup>45</sup> também afirmou que o método escada tem demonstrado resultados precisos com um número de corpos-de-prova reduzido.

Vários autores utilizaram o método escada no estudo da fadiga de materiais restauradores, mas, para cada experimento, podem ocorrer variações na frequência, no número de ciclos a que os corpos-de-prova são submetidos, na temperatura, no tipo da máquina de ensaios mecânicos, nas condições de armazenamento e na carga aplicada durante o experimento. Da mesma forma, Draughn<sup>18</sup> relatou que o limite de fadiga de um material depende da sua natureza, da tensão aplicada, do ambiente em que a tensão é aplicada e sua frequência.

Quanto ao número de ciclos, a análise da literatura revela variações de mil a um milhão. A grande maioria dos estudos encontrados utiliza dez mil ciclos, como nos trabalhos realizados por Gladys et al<sup>21,22</sup>. Huysmans et al.<sup>26</sup> também observou ser desnecessário estudos com ciclagem superior a dez mil ciclos. No presente estudo, esse fenômeno

também foi verificado para todos os materiais testados, pois os corpos-de-prova que não fraturavam após, aproximadamente, 500 ciclos apresentavam tendência à resistência durante todo o ensaio.

As diferenças no tempo necessário para a realização de testes de fadiga se devem, ainda, aos valores distintos de frequência utilizados pelos pesquisadores. Os valores de frequência encontrados na literatura variam de 2 Hz a 5 Hz<sup>8,26</sup>. No presente estudo, foi aplicada uma frequência de 5 Hz, possibilitando a realização de ensaios de maneira mais rápida (33 min). Além disso, o ensaio de fadiga foi realizado com os corpos-de-prova totalmente imersos em água destilada, após armazenagem em estufa por 30 dias a 37°C<sup>8</sup>.

Nesta investigação, quando o material restaurador obtinha subsistência, o próximo valor era acrescido de 4% e, caso não resistisse, o valor era diminuído em, também, 4%. Método semelhante foi utilizado por Gladys et al.<sup>21,22</sup>, porém, 5 corpos-de-prova eram confeccionados para a determinação dos valores máximos para início da ciclagem mecânica. Neste caso, foram utilizados 10 corpos-de-prova para a determinação da força aplicada no início da ciclagem, correspondente a 60% da média da resistência ao cisalhamento para cada material.

Por meio de uma observação global de todos os materiais testados, pode-se observar que os valores dos testes dinâmicos foram inferiores aos valores dos ensaios estáticos. O limite de fadiga da resina composta utilizada no presente trabalho foi de 5,99 MPa (57,53N). Para o

ionômero modificado por resina Fuji II LC, o limite de fadiga observado foi de 6,4 MPa (61,5 N), tendo sido este valor significativamente superior ao da resina composta Z 100 e ao do material Fuji IX (2,33 MPa; 22,41 N). Com o intuito de gerar dados que pudessem ser recolhidos estatisticamente, foram utilizados 20 corpos de provas do material Fuji IX e não 15 corpos como nos demais materiais empregados neste estudo.

Esses resultados demonstram que, quando tensões cíclicas são aplicadas durante um determinado período, a tensão necessária para romper os corpos-de-prova apresenta-se inferior à resistência ao cisalhamento do material. De acordo com os resultados do presente estudo, pode-se supor que, quando uma carga cíclica é aplicada na resina composta Z100, o material tende a fraturar no momento em que a tensão cíclica atinge 48,90% da resistência ao cisalhamento. Nos grupos subseqüentes, o fenômeno também ocorreu, e o ionômero modificado por resina Fuji II LC poderá fraturar-se quando uma força correspondente a 62,26% da sua resistência ao cisalhamento for aplicada. O ionômero de vidro convencional Fuji IX poderá fraturar-se quando 32,36% da resistência ao cisalhamento do material for empregado. Tonami; Takahashi<sup>52</sup>, afirmaram que os ensaios de fadiga são mais sensíveis à existência de defeitos internos e superficiais nos corpos-de-prova. Os defeitos estruturais como bolhas e trincas atuam como sítios de propagação de rachaduras durante a ciclagem mecânica.

Como os ensaios dinâmicos são mais sensíveis a essas alterações, valores inferiores são esperados em relação aos ensaios estáticos.

Para avaliação da significância clínica dos resultados da presente investigação, a intensidade das forças que incidem sobre os dentes durante a função mastigatória deve ser considerada. Em um estudo realizado por Yuskstas; Curb<sup>60</sup>, foi observado que os alimentos duros necessitavam de uma força de 12 Kg (117 N) para serem triturados, sendo que a maioria dos alimentos exigiu uma força oclusal entre 0,3 a 1,8 Kg (2,94 a 17, 64 N). Próteses totais e próteses parciais também exerceram forças semelhantes durante a mastigação. Os autores concluíram que os alimentos cozidos reduzem a força máxima em 50 a 70%. Manly; Vinton<sup>35</sup>, com o objetivo de estudar as forças que incidem nos dentes em indivíduos portadores de prótese parcial removível, observaram que, em um total de 100 pacientes avaliados, a incidência de forças para região de incisivos foi, em média, de 8,2 Kg (80,39 N). Considerando que esta força é distribuída pelos dentes incisivos, pode-se supor que a carga final sobre cada dente incisivo, isoladamente, será relativamente menor. Estes aspectos são particularmente importantes, tendo em vista que os valores médio de limite de fadiga de todos os materiais foram menores que sua resistência ao cisalhamento, tendo sido este efeito mais pronunciado nos materiais Z-100 e Fuji IX. Apesar disso, com base nos estudos mencionados e nas condições experimentais deste estudo, pode-se supor que os nichos confeccionados com o material Z

100 e Fuji II LC apresentaram resistência de união satisfatória para receber apoios de próteses parciais removíveis. Entretanto, é importante salientarmos que os resultados deste estudo *in vitro* apresentam limitações em relação ao comportamento desses materiais em condições orais, indicando a necessidade de futuros estudos clínicos longitudinais para se determinar a eficiência de nichos confeccionados com os materiais Z-100 e Fuji II LC.

# Conclusão

## 7. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e na proposição deste trabalho foi possível concluir que:

1- Nos teste de cisalhamento, a resina composta Z-100 produziu maior valor de resistência de união (12,25 MPa) ao esmalte dentário que o ionômero de vidro convencional Fuji IX (7,21MPa). Não foram observadas diferenças estatísticas entre os valores do material Fuji II LC (10,29MPa) e os demais materiais.

2- Para todos os materiais, os corpos-de-prova testados por meio de ensaio dinâmico de fadiga resultaram em valores inferiores em relação àqueles obtidos por meio do ensaio estático de cisalhamento.

3- Com relação aos valores de limite de fadiga, todos materiais apresentaram comportamentos diferentes, tendo o material Fuji II LC produzido o maior valor de média(6,4 MPa), seguido pela resina composta Z-100 (5,99 MPa) e, finalmente, pelo ionômero de vidro de vidro convencional Fuji IX (2,33 MPa), com diferenças estatisticamente significante entre eles.



# Referências Bibliográficas

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

\*

1. ABOUSH, Y. E. Y.; JENKINS, C.B.G. An evaluation of the bonding of glass-ionomer restoratives to dentine and enamel. **Br. Dent. J.**, London, v. 161, n. 5, p. 179-184, Sept. 1986.
2. ABOUSH, Y, E.; JENKINS, C.B.G. The effect of poly (acrylic acid) cleanser on the adhesion of a glass polyalkenolate cement to enamel and dentine. **J. Dent.**, Bistol, v. 15, n. 4, p. 147-152, Aug. 1987.
3. ANUSAVISE, K. J. Cimentos Odontológicos para cimentação e proteção pulpar In: ANUSAVISE, K. J. **Materiais Dentários de Phillips**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1998. p.309-327.
4. BISHARA, S.E. et al. Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthopedics**, Saint Louis, v.116, n. 6, p. 616-620, Dec. 1999.
5. BISHARA, S.E. et al. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acidic primer adhesive systems. **Am. j. Orthod. Dentofacial Orthop.** Saint Louis, v. 115, n. 1, p. 24-28, Jan. 1999.
6. BOWEN, R.L. (1962) apud NAGEM FILHO, H. **Materiais dentários: resinas compostas**. Bauru: Produções Artes Gráficas, 1999. 84p.
7. BRAEM, M. J. A. et al. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. **Dent. Mater**, Copenhagen, v. 11, n. 2, p.137-141, Mar. 1995.

---

\* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. ABNT 6023: informação e documentação – referências – elaboração. Rio de Janeiro. ABNT, 2000. 22p.

8. BRAEM, M. J. A. et al. In vitro flexural fatigue limits of dental composites. **J Biomed. Mater. Res.**, New York, v. 28, n. 12, p. 1937-1402, Dec. 1994.
9. BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 34, p. 849-853, 1955.
10. CARVALHO, R. M.; ISHIKIRIAMA, A.; NAVARRO, M.F.L. Pré-tratamento do esmalte e da dentina para uso do cimento de ionômero de vidro: considerações. **Rev. Bras. Odontol.**, Rio de Janeiro, v. 45, n. 4, p. 8-12, Jul./Ago.1988.
11. CATTANI LORENT M. A., et al. Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 15, n. 6, p.71-78, Feb. 1999.
12. CHANDLER H. T.; BRUDVIK J.S.; FISHER W.T. Surveyed crowns. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 30, n. 5, p. 775-780, Nov. 1973.
13. CORTES, O.; GARCIA-GODOY, F.; BOJ, J. R. Bond strenght of resin-reinforced glass ionomer cements enamel etching. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.6, n.6, p.299-301, Dec. 1993.
14. COSTA, B et al. Apoios de cingulo em resina composta para prótese parcial removível: aspectos da sua viabilidade clínica. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v.45, n.3, p.495-499, maio/jun.1991.
15. COSTA, B. et al. Descanso sobre cingulo de resina composta aplicada em esmalte e dentina. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo v.52, n.1, p.29-33, jan./fev. 1988.
16. COURY, T. L. et al. Adhesiveness of glass- ionomer cement to enamel and dentin: a laboratory study. **Oper. Dent.**, Washington, v.7, n.1, p.2-6, 1982.
17. DESAI, M.; TYAS, M. J. Adhesion to enamel of light-cured poly-acid dental materials. **Aust. Dent. J.**, Sydney, v. 41, n. 6, p. 393-397, Dec. 1996.
18. DRAUGHN, R.A. Compressive fatigue limits of composite restorative materials. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.58, n. 3, p. 1093-1096, Mar.1979.

19. DRAUGHN, R.A. Fatigue strength of composite restoratives. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 58, p.215, 1977.
20. EWOLDSSEN, N. et al. Effects of enamel conditioning on bond strength with a restorative light-cured glass ionomer. **J. Clin. Orthod.**, Hensstead, v. 29, n. 10, p.621-624, Oct.1985.
21. GLADYS, S et al. Comparative physic-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass ionomer and resin composite restorative materials. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.76, n. 4, p.883-894, Apr.1997.
22. GLADYS, S. et al. Immediate versus one-month wet storage fatigue of restorative materials. **Biomaterials**, Guildford, v. 19, n. 6, p. 541-544, Mar. 1998.
23. GLASSPOOLE, E. A. et al. Effect of surface treatments on the bond strength of glass ionomers to enamel. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 18, n. 6, p.444-462, Sept. 2002.
24. HELKIMO, E.; CARLSSON, G.E.; HELKIMO, M. Bite force and state of dentition. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v. 35, n. 6, p. 297-303, 1977.
25. HENDERSON, D.; SEWARD, T.E. Design and force distribution with removable partial dentures: a progress report. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 17, n.4, p. 350-364, Apr.1967.
26. HUYSMANS, M.C.D.N.J.M. et al. Fatigue behavior of direct post-and-core-restored premolars **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 71, n. 5, p. 1145-1150, May 1992.
27. IVANHOE, J.R. Alternative cingulum rest seat. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 54, n. 3, p. 395-396, Sept.1985.
28. KANCHANAVASITA, W; ANSTICE, H. M.; PEARSON, G. J. Long-term flexural strengths of resin-modified glass-ionomer cements. **Biomaterials**., Guildford, v. 19, p 1703-1713, Mar. 1998.
29. KROL, A.J . RPI (Rest, proximal plate, i bar) clasp retainer and its modifications. **Dental Clin. North Am.**, v. 17, n.4, p. 631-649, Oct. 1973.

30. LACY, A.M. Improved retention for bonded cast metal rests: a case report. **Quintessence Int.**, Carol Stream, v. 22, n. 6, p. 439-442, June 1991.
31. LATTA JUNIOR, G. H. A technique for preparation of lingual rest seats in lighth-cured composite. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 60, p.127-129, 1988.
32. McARTHUR, D.R. Canines as removable partial denture abutments. Part I: Tooth rank and canine incidence. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 56, n. 2, p. 197-199, Aug. 1986.
33. McCracken, W.L. Mouth preparations for partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 6, p. 39-52, 1956.
34. McLEAN, J. W. ; WILSON, A. D. The clinical development of glass-ionomer cements. I. Formulations and properties. **Aus. Dent. J.**, v. 22, n. 1, p. 31-36, Feb. 1977.
35. MANLY, R.S. and VINTON, P. A survey of the chewing ability of denture wearers. **J. Dent. Res.**, v. 30, p. 314-321, June 1951.
36. NAKAJIMA, H. et al. Mechanical properties of glass ionomer under static and dynamic loading. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 12, n. 1, p. 30-37, Jan. 1996.
37. OWENS JUNIOR, S.E.; MILLER, B.H. A comparison of shear bond strengths of three visible light-cured orthodontic adhesives. **Angle Orthod.**, New York. v. 70, n. 5, p. 352-356, Oct. 2000.
38. PAVARINA, A. N. et al. Preparation of composite retentive areas for removable partial denture retainers. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 88, n. 2 , p. 218-220, Dec. 2002
39. PRADO , C. J. **Avaliação da resistência ao cisalhamento de nichos em resina composta para dentes ântero-inferiores.** 1999. 54f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Curso de pós graduação em Prótese - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo.
40. PIIRTO, M.; EERIKÄINEN, E.; SIIRILÄ, H. S. Enamel bonding plastic materials in modifying the form of abutment teeth for the better functioning of partial prostheses. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 4, n. 1, p.01-08, Jan.1977.

41. POWIS, D. R. et al. Improved adhesion of glass ionomer cement to dentin and enamel. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 61, n. 12, p. 1416-1422, Dec.1982.
42. RETIEF, D.H. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 1, n. 3, p. 265-284, July 1974.
43. ROACH, F.E. Principles and essentials of bar clasp partial dentures. **J. Am. Dent. Assoc.**, v.17, p. 124-138, 1930.
44. RUELA, F. I. et al. Estudo comparativo da resistência à abrasão de resinas compostas para dentes posteriores e liga para amálgama: efeito da ação abrasiva de liga de cobalto-cromo. **Rev. Odontol. UNESP**, São Paulo, v. 26, n. 2, p.275-286, jul./dez. 1997.
45. SAUNDERS, W.P. The effect of fatigue impact forces upon the retention of various designs of resin-retained bridgework. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 3, n. 2, p.85-89, Apr. 1987.
46. SCHUYLER, C.H. Planning the removable partial denture to restore function and maintain oral health. **N. Y. State Dent. J.**, New York, v. 13, n.1, p. 4-10, 1947.
47. SEIDEN, A. Oclusal rests and rest seats. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis v. 8, p. 431-440, June 1958.
48. SETO, B.G., CAPUTO, A. A. Photoelastic analysis of stresses in resin-bonded cingulum rest seats. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 56, n. 4, p. 460-465, Oct. 1986.
49. SOUZA, S.A. In: **Ensaio mecânicos de materiais metálicos**. 5 ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982, p.172-200.
50. TAYLOR, T. D., GERROW, J. D.; BRUDVIK, J.S. Resin-bonded components for maxillofacial prosthesis construction: a clinical trial. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis., v. 59, n. 3, p. 334-339, Mar. 1988.
51. TODESCAN, R. et al. Apoios e Descansos ou Nichos. In: TODESCAN, R. et al. **Atlas de Prótese Parcial Removível**. São Paulo: Editora Santos, 1996, p. 87-95.
52. TONAMI, K. TAKAHASHI, H. Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentine. **Dent. Mater. J.** Japan, v. 16, p. 156-169, 1997.

53. TOTH, R.W. et al. Load cycling of lingual rest seats prepared in bonded composite. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 56, n. 2, p.239-242, Aug.1986.
54. TOTH, R.W. et al. Shear strength of lingual rest seats prepared in bonded composite **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 56, n. 1, p.99-104, July 1986.
55. VAN WAREVEN HOGERVORST, W. L.; FEILZER, A. J. The air-abrasion technique versus the conventional acid-etching technique: a quantification of surface enamel loss and a comparison of shear bond strength. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 117, n. 1, p. 20-26, Jan. 2000.
56. WILSON, A.D., KENT, B.E. The glass cement, a new translucent dental filling material. **J. Appl. Chem. Biotechnol.**, v. 21, p. 313, 1971.
57. WILSON A. D., et al. Resin-modified glass ionomer cements. **Intern. J. prosthodont.** v. 3, n. 5, p. 425-429, 1990.
58. WILTSHIRE, W.A. Resin bonded fixed partial dentures utilizing additional pin retention. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 56, p. 343-347, 1986.
59. YARD, R. A.; BUTLER, G. V.; RENDER, P. J. Bonded composite rests: a fabrication method. **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 60, n. 1, p. 128-129, July 1998.
60. YURKSTAS, A., CURBY, W.A. Force analysis of prosthetic appliances during function **J. Prosthet. Dent.**, Saint Louis, v. 3, p. 82-87, 1953.

# Anexo



# ANEXO

## RESINA Z-100 (3M)

TABELA ANEXO A - Valores de cada corpo de prova para cálculo do limite de fadiga.

Corpo-de-prova	Tensão Aplicada MPa	Fratura ou não
1	7,17	X
2	6,85	X
3	6,74	X
4	6,44	X
5	6,23	X
6	6,02	X
7	5,82	X
8	5,61	?
9	5,82	?
10	6,02	X
11	5,82	?
12	6,02	?
13	6,23	X
14	6,02	X
15	5,82	?

**Fratura (X) Subsistência (?)**

### Distribuição dos dados na tabela – Z-100

#### Limite de Fadiga e Desvio Padrão

Tensão	i	$n_i$	$in_i$	$i^2n_i$
6,02	2	1	2	4
5,82	1	3	3	3
5,61	0	1	0	0

Total                      N=5      A=5      B=7

X =5,99 MPa      Limite de Fadiga  
S=0,16              Desvio Padrão

## Fuji II LC (GC)

TABELA ANEXO A - Valores de cada corpo de prova para cálculo do limite de fadiga.

Corpo-de-prova	Tensão Aplicada MPa	Fratura ou não
1	6,13	X
2	5,92	?
3	6,13	?
4	6,44	?
5	6,65	?
6	6,85	X
7	6,65	?
8	6,85	?
9	7,17	X
10	6,85	?
11	7,17	?
12	7,48	X
13	7,17	X
14	6,85	X
15	6.54	?

**Fratura (X) Subsistência (?)**

### Distribuição dos dados na tabela- Fuji II LC

#### Limite de Fadiga e Desvio Padrão

Tensão I	$n_i$	$in_i$	$i^2n_i$
7,48	3	3	9
7,17	2	4	8
6,85	1	2	2
6,13	0	0	0

Total                      N=6      A=9      B=19

X =6,40 MPa      Limite de Fadiga  
S=0,40              Desvio Padrão

## Fuji IX (GC)

TABELA ANEXO A - Valores de cada corpo de prova para cálculo do limite de fadiga.

Corpo-de-prova	Tensão Aplicada MPa	Fratura ou não
1	4,26	X
2	4,05	X
3	3,84	X
4	3,68	X
5	3,53	X
6	3,39	X
7	3,26	X
8	3,12	X
9	3,03	X
10	2,88	X
11	2,76	X
12	2,66	X
13	2,55	X
14	2,45	X
15	2,33	X
16	2,23	?
17	2,33	X
18	2,23	?
19	2,33	?
20	2,42	X
<b>Fratura (X) Subsistência (?)</b>		

### Distribuição dos dados na tabela

#### Limite de Fadiga e Desvio Padrão

Tensão	i	$n_i$	$in_i$	$i^2n_i$
0	0	0	0	0
2,33	1	1	1	1
2,23	0	2	0	0

Total                      N=3      A=1      B=1

**X** =2,33MPa      Limite de Fadiga  
**S**=0,0440      Desvio Padrão

# Resumo

## Resumo

LOPES, J.F.S. Resistência de união e limite de fadiga de nichos confeccionados em resina composta e cimentos à base de ionômero de vidro. Araraquara , 2002. 140p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Campus de Araraquara, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

### Resumo

O objetivo desta investigação foi determinar a resistência de união e limite de fadiga de nichos confeccionados em resina composta e ionômeros de vidro. Setenta e cinco corpos-de-prova (incisivos mandibulares humanos hígidos) com etiquetas adesivas com perfurações de 3,5mm de diâmetro foram adaptadas sobre a superfície lingual de cada dente. Esta delimitação tinha como objetivo padronizar a área da superfície de esmalte a ser condicionada e, posteriormente, mantida em contato com os materiais restauradores. Para realização dos nichos, matrizes foram realizadas para cada corpo-de-prova onde o material restaurador foi inserido. Os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 37°C por um período de 30 dias. Para os ensaios de resistência à união, a máquina de testes mecânicos MTS modelo 810 foi calibrada utilizando uma velocidade de deslocamento de 0,5mm/min. Para os testes de limite de fadiga a máquina de testes foi calibrada para submeter cada corpo-de-prova a 10.000 ciclos constantes, com uma

freqüência de 5 Hz, amplitude inicial de 0,5 mm e velocidade de rampa inicial de 100N/s. Os valores originais do experimento foram convertidos de N para MPa em função da área da base do nicho (circular) previamente calculada. Os corpos-de-prova após a fratura foram avaliados através de microscopia eletrônica de varredura com aumento de 500 vezes. A médias de resistência à união e limite de fadiga foram comparadas estatisticamente usando o teste de Análise de Variância a um Critério. Nos teste de cisalhamento, a resina composta Z-100 produziu maior valor de resistência de união (12,25 MPa) ao esmalte dentário que o ionômero de vidro convencional Fuji IX (7,21MPa). Não foram observadas diferenças entre os valores do material Fuji II LC (10,29MPa) e os demais materiais. Para todos os materiais, os corpos-de-prova testados por meio de ensaio dinâmico de fadiga resultaram em valores inferiores em relação àqueles obtidos por meio do ensaio estático de cisalhamento. Com relação aos valores de limite de fadiga, todos materiais apresentaram comportamentos diferentes, tendo o material Fuji II LC produzido o maior valor médio (6,4 MPa), seguido pela resina composta Z-100 (5,99 MPa) e, finalmente, pelo ionômero de vidro de vidro convencional Fuji IX (2,33 MPa).

Palavras Chaves: 1. Ionômeros de vidro 2. Prótese parcial removível 3. Limite de fadiga

# **Abstract**

## **Abstract**

LOPES, J.F.S. Bond strength and fatigue limit of rest seats prepared with composite resin and glass ionomer cements. Araraquara, 2002. 140p. Dissertation (Master of Science) – Dental School, Araraquara Campus, São Paulo State University “Júlio de Mesquita Filho”.

### **Abstract**

The aim of this study was to determine the bond strength and fatigue limit of rest seats prepared with composite resin and glass ionomer cements. The lingual aspect of seventy-five specimens (intact human mandibular incisors) was delimited by adhesive tags with 3.5-mm diameter perforations. This delimitation aimed at standardizing the area of enamel surface to be etched and later kept in contact with the restorative materials. For preparation of the rest seats, matrixes were obtained for each specimen on which the restorative material was placed. The specimens were immersed in distilled water at 37°C for a period of 30 days. For the bond strength assays, the mechanical assay machine MTS model 810 was calibrated at a displacement speed of 0.5mm/min. For the fatigue limit tests, the assay machine was calibrated so as to submit each specimen to 10,000 constant cycles, at a 5-Hz frequency with an initial range of 0.5mm and initial sloping speed of 100N/s. The original values of the experiment were converted from N to MPa according to the previously calculated circular area of the base of the rest seat. After fracture, the



specimens were evaluated by means of scanning electron microscopy with magnification of 500x. The means of bond strength and fatigue limits were statistically compared through the one-way variance analysis. For the shear resistance test, the composite resin Z-100 yielded a higher value of bond strength (12.25 MPa) to the dental enamel than the conventional glass ionomer cement Fuji IX (7.21MPa). No differences could be found between Fuji II LC (10.29MPa) and the further materials. For all materials, the specimens submitted to dynamic fatigue assay tests yielded lower mean values than those achieved through static shear assays. Regarding the fatigue limit values, all materials presented different behaviors, being that Fuji II LC obtained the higher mean value (6.4MPa), followed by composite resin Z-100 (5.99MPa) and finally by the conventional glass ionomer cement Fuji IX (2.33MPa).

Keywords: 1. Glass ionomer cements; 2. Removable partial denture; 3. Fatigue limits; 4. Rest seats.