

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARÁ  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ALYSSON CRUZ DE FREITAS

**Avaliação da resistência à fratura de próteses unitárias sobre implante  
revestidas em resina composta laboratorial com reforço de fibras de vidro**

v.1

BELÉM  
2008

ALYSSON CRUZ DE FREITAS

**Avaliação da resistência à fratura de próteses unitárias sobre implante  
revestidas em resina composta laboratorial com reforço de fibras de vidro**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia  
da Universidade Federal do Pará para obtenção do  
título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária  
Orientador: Prof. Dr. Bruno Pereira Alves

v.1

BELÉM  
2008

AURTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Catálogo na Publicação  
Serviço de Documentação Odontológica  
Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará

De Freitas, Alysson Cruz.

Avaliação da resistência à fratura de próteses unitárias metaloplásticas sobre implantes revestidas com resina laboratorial com e sem reforço de fibras de vidro / Alysson Cruz De Freitas; orientador Bruno Pereira Alves.

-- Belém, 2008.

105 p. : fig.

Dissertação (Mestrado-Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese) – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará.

1. Resina Laboratorial.
2. Fibras de Vidro.
3. Prótese.
4. Implantes Dentários.

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Freitas, AC. Avaliação da resistência à fratura de próteses unitárias sobre implantes revestidas com resina laboratorial com e sem reforço de fibras de vidro [Dissertação de Mestrado]. Belém: Faculdade de Odontologia da UFPA; 2008.

Belém, / / 2008

### Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr.(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

2) Prof(a). Dr.(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

1) Prof(a). Dr.(a). \_\_\_\_\_

Titulação: \_\_\_\_\_

Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## **DEDICATÓRIA**

Aos meus pais **Eunadir** e **Luzialda** pelo amor, carinho e dedicação que sempre se fizeram presente mesmo durante os momentos difíceis de minha vida e pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão.

**À minha esposa Daniele, que esteve sempre presente, compreendendo-me e apoiando-me nos momentos felizes e de dificuldades do dia-a-dia.**

Aos meus irmãos **Glauco** e **Glenda** por serem compreensivos nos momentos em que precisei.

**DEDICO ESTE TRABALHO.**

## **AGRADECIMENTOS**

A **DEUS** por oferecer esta conquista em minha vida e guiar meu caminho

Ao meu amigo e orientador **Prof. Dr. Bruno P. Alves**, pela sua compreensão, dedicação, ensinamentos e contínuos votos de confiança em mim depositados durante todo o meu trabalho.

À **Prof<sup>a</sup>. Dra. Eliza Burlamaqui Klautau**, pelo apoio, amizade e auxílio nos momentos em que precisei.

À **Prof<sup>a</sup>. Dra. Carmen Gilda Barroso Tavares Dias** do departamento de engenharia mecânica da UFPA, pelo seu apoio, simpatia e compreensão.

Ao **Michel Caldas**, pela sua paciência e prestatividade a todo momento durante os ensaios mecânicos de meu experimento.

Aos colegas e amigos **Jader, Rodolfo, Lucas, Zúniga, Mario, Gisele, Juliana, Rafael, Leila, Tatiany, Priscilla, Gabriella, Diana, Luciana e Thiene** pelos momentos inesquecíveis que vivenciamos.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Pará**, na pessoa de seu diretor o Prof. Dr. Armando Chermont.

Ao Curso de Mestrado, na pessoa de seu coordenador **Prof. Dr. João de Jesus Viana Pinheiro**.

A todas as pessoas que participaram, contribuindo para a minha formação, direta ou indiretamente, meus sinceros agradecimentos,

**MEUS MAIS SINCEROS AGRADECIMENTOS.**



“A vida é para quem topa qualquer parada. Não para quem pára em qualquer topada”

Bob Marley

“Se você não puder ser uma fonte de água pura e cristalina à margem de uma estrada, seja uma simples gotinha de orvalho que brilha na pétala da flor ou na folha da planta quando despontar o sol no horizonte”

Frei Anselmo Fracasso

“A descoberta consiste em ver o que todos viram e em pensar no que ninguém pensou”

Albert Von Szent-Gyorgyi

## RESUMO

O sucesso dos implantes osseointegrados é comprovado cientificamente e com isso, veio outras preocupações como a de se solucionar esteticamente e funcionalmente o tratamento restaurador, tendo como escolha na maioria das vezes a confecção de coroas metalocerâmicas ou metaloplásticas. Este trabalho teve como objetivo comparar a resistência à fratura por compressão axial e avaliar o tipo de fratura de 30 coroas unitárias sobre implante do primeiro pré-molar superior, confeccionadas com diferentes infra-estruturas metálicas (infra-estruturas enceradas e fundidas em níquel-cromo sobre pilares UCLA calcináveis e infra-estruturas representadas por pilares UCLA provisórios pré-fabricados em titânio), ambos restaurados com resina composta laboratorial, sendo que, as restaurações totais em resina compostas laboratoriais confeccionadas sobre o pilar UCLA pré-fabricado em titânio foram reforçadas internamente com fibras de vidro. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as médias tanto de resistência à fratura quanto da deformação máxima de rompimento entre os grupos ( $p= 0.5812$  e  $p= 0.1743$  respectivamente). As fraturas apresentadas pelos espécimes com infra-estruturas fundidas em níquel-cromo com e sem retenção apresentaram em sua totalidade fraturas parciais adesivas enquanto que no grupo com infra-estruturas com fibras-de-vidro o tipo de fratura foi a parcial coesiva. A resina composta laboratorial suporta forças acima das encontradas na mastigação indiferente do tipo de reforço utilizado, podendo ser indicada para confecção de próteses unitárias sobre implante.

## ABSTRACT

The success of the osseointegrated implants is proved scientifically and with these, other preoccupations came such as to solve the aesthetically and functionally restoring treatment, having like chosen most times the production of metaloceramic or metaloplastic crowns. This work has the objective to compare the fracture resistance for axial compression of 30 single crowns on implant of the first superior pre-molar, made with different metal infrastructures (infrastructures waxed and fused in nickel-chrome on calcinable UCLA pillars and infrastructures represented by titanium prefabricated provisional UCLA pillars), both restored with laboratory compound resin, being that, the total restorations in laboratory compound resin made on the titanium prefabricated provisional UCLA pillars were reinforced internally with fiberglass. They were not found differences statistically significant between the averages so much of fracture resistance as the deformation ( $p= 0.5812$  and  $p= 0.1743$  respectively). The fractures presented by the specimens with infrastructures fused in nickel-chrome with and without retention presented partial adhesive fractures in its entirety whereas in the group with infrastructures with fiberglass the type of fracture was the partial cohesive one. The compound resin laboratorial supports strength above the considered ones in the mastication, indifferent of the type of the used reinforcement, being able to be indicated for production of implants single prosthesis.

## LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 01	Valores individuais de resistência à fratura (N), média e desvio padrão dos 3 grupos restaurados .....	76
Tabela 02	Valores individuais de deformação (mm), média e desvio padrão dos 3 grupos restaurados .....	77
Tabela 03	Estudos comparativos entre as propriedades biomecânicas de materiais oclusais utilizados em implantodontia .....	82
Gráfico 01	Comportamento da força pelo tempo de acordo com o material oclusal segundo Skalak (1983) .....	24
Gráfico 02	Comparação entre as médias de resistências à fratura (N) .....	77
Gráfico 03	Comparação entre as médias de deformação (mm) .....	78

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01	Posicionamento do análogo no modelo de gesso .....	55
Figura 02	Transferente e sua estrutura para estabilização .....	56
Figura 03	Molde em silicona industrial azul e anel para fundição utilizado para a moldagem de arrasto .....	57
Figura 04	Base de prova .....	58
Figura 05	Componentes UCLA em titânio e em plástico calcinável respectivamente com seus parafusos de fixação .....	58
Figura 06	Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre o pilar UCLA com a infra-estrutura de fibras de vidro .....	59
Figura 07	Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre a infra-estrutura metálica sem modificações .....	60
Figura 08	Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre a infra-estrutura metálica com modificações .....	60
Figura 09	Enceramento da anatomia do 1º pré-molar superior em um pilar UCLA calcinável fixado na base-de-prova .....	61
Figura 10	Sequência de confecção da “Mir2” (Matriz de inclusão de resina indireta para a duplicação anatômica do 1º pré-molar superior) .....	63
Figura 11	A - base-de-prova e matriz em resina acrílica transparente “Mir2” mostrando os guias de posicionamento; B - base-de-prova e matriz em resina acrílica transparente mostrando os guias de encaixe; C – secção da matriz mostrando os orifícios de encaixe .....	63
Figura 12	Orifício de acesso ao parafuso de fixação .....	64
Figura 13	Espátula de padronização de remoção de cera .....	65
Figura 14	Secção do molde de silicona pesada com a inclusão de cera para escultura azul (Mei) .....	65
Figura 15	Vinte enceramentos de infra-estruturas sobre o pilar UCLA padronizados .....	66
Figura 16	Matriz de inclusão de cerômero para a confecção da infra-estrutura (Mir1) .....	66

Figura 17	Infra-estrutura lisa em níquel-cromo .....	68
Figura 18	Base de assentamento da infra-estrutura .....	69
Figura 19	Plataforma de assentamento para padronização dos cortes na infra- estrutura metálica .....	70
Figura 20	Infra-estrutura com retenções adicionais .....	70
Figura 21	Sequência da esquerda para a direita de confecção do grupo 1 .....	71
Figura 22	Sequência da esquerda para a direita de confecção do grupo 3 (pilar UCLA – infra-estrutura em resina – reforço com fibras-de- vidro – restauração final .....	73
Figura 23	Infra-estruturas metálicas com a camada de opaco aplicada .....	74
Figura 24	Corpos de prova confeccionados .....	74
Figura 25	Fotografia do teste de compressão axial .....	75
Figura 26	Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com infra- estrutura em metal lisa .....	79
Figura 27	Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com infra- estrutura em metal lisa com retenções .....	79
Figura 28	Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com o pilar UCLA e a malha de fibras de vidro .....	79

## LISTA DE ABREVEATURAS E SÍMBOLOS

%	Por Cento
N/cm	Newton por Centímetro
N	Newton
Kg	Quilograma
mm/s	Milímetro por segundo
Ni-Cr	Níquel-Cromo
s	Segundo
mm	Milímetro
Kgf	Quilograma Força
h	Altura
EVA	etil-vinil-acetileno
Cós	Coseno
$\pi$	Pí
$\mu\text{m}$	Micrômetro
N/ $\mu\text{m}$	Newton por Micrômetro
N/mm	Newton por Milímetro
Lb	Libra
GPa	Gigapascal
PMMA	Poli(metilmetacrilato)
Bis-GMA	Resina bis glicol metacrilato
PEMA	Poli(etilmetacrilato)
UDMA	Uretano Dimetacrilato

PVEMA	Poli(etilvinilmetacrilato)
FRC	Compósito reforçado com Fibras
$p$	Nível de significância
MPa	Megapascal
KN	Kilo-Newton
°C	Graus Celsius
Cm	Centímetro
IME	Elemento intra-móvel



## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	18
<b>2 REVISÃO DA LITERATURA</b>	21
2.1 INFRA-ESTRUTURA METÁLICA	21
2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS	22
2.3 MATERIAIS PARA REVESTIMENTO OCLUSAL DE PRÓTESES	24
2.4 INTERPOSIÇÃO DE MATERIAIS DE BAIXA RIGIDEZ SOBRE IMPLANTES	33
2.5 UTILIZAÇÃO DE REFORÇO EM RESINAS	37
2.6 CARGAS OCLUSAIS	49
<b>3 PROPOSIÇÃO</b>	54
<b>4 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	55
4.1 CONFECÇÃO DA BASE DE PROVA	55
4.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	58
4.2.1 Enceramento da infra-estrutura metálica e da anatomia do 1º pré-molar superior	61
4.2.2 Matriz de inclusão de resina laboratorial para duplicação anatômica do 1º Pré-molar superior (Mir2)	62
4.2.3 Matriz para o enceramento dos componentes UCLA para a infra-estrutura metálica em níquel-cromo (Mei)	64
4.2.4 Matriz de inclusão de resina laboratorial para a confecção da infra-estrutura (Mir1)	66
4.3 INCLUSÃO, FUNDIÇÃO E ACABAMENTO	67
4.3.1 Confecção de retenções adicionais	69
4.4 DIVISÃO DOS GRUPOS	71
4.5 TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA POR COMPRESSÃO	74
<b>5 RESULTADOS</b>	76

<b>6 DISCUSSÃO</b>	80
<b>7 CONCLUSÕES</b>	89
<b>REFERÊNCIAS</b>	90
<b>ANEXOS</b>	104

## 1 INTRODUÇÃO

O sucesso dos implantes osseointegrados é comprovado cientificamente, o que possibilita a sua utilização para a reposição de dentes perdidos (ADELL *et al.*, 1981). Com o advento dos implantes veio a preocupação de se solucionar esteticamente e funcionalmente o tratamento restaurador, no entanto, alguns fatores relacionados à implantodontia estética e funcional estão intimamente ligados aos pilares, emergentes ou abutments que, ao longo do tempo, sofreram grandes transformações, buscando soluções cada vez mais adequadas para suprir a crescente necessidade (LEWIS *et al.* 1988; LEWIS *et al.* 1992).

Para Abrahamsson *et al.* (1998) os pilares UCLA popularizaram-se devido à sua possibilidade de individualização através da fundição ou fresagem, suportando próteses cimentadas e parafusadas. Os pilares plásticos fundíveis (calcináveis), de conexão direta com a superfície dos implantes osseointegrados, conhecidos como UCLA, em referência à Universidade da Califórnia (LEWIS *et al.*, 1988), possuem extensa aplicabilidade clínica e baixo custo (HURSON, 1996; BYRNE *et al.*, 1998; VIGOLO *et al.*, 2000; CALLEGARI, 2003), fatores determinantes para a sua popularização no meio odontológico brasileiro, fato que tem estimulado diversas investigações científicas que contribuem para a evolução dos conceitos de tratamento e técnicas de confecção da estrutura protética (BARBOSA, 2003; SIMAMOTO, 2004). Uma variedade de formas permitiu que pilares preparáveis de titânio tivessem o mesmo propósito.

De acordo com Lugassy e Greener (1972), Heath e Wilson (1976), Jorgensen (1980) e Harrington (1982) durante muitos anos as próteses metaloplásticas foram utilizadas com sucesso na resolução protética dos mais diversos casos, porém, com a introdução da técnica

metalocerâmica na década de 50 (MCLEAN, 2001), a utilização das próteses metaloplásticas caiu em desuso devido entre outros fatores à característica de união entre o metal e as resinas, descoloração e o excessivo desgaste das mesmas. Em 1995, foi desenvolvido o primeiro material classificado pelo fabricante como polímero de vidro, com o intuito de apresentar melhor desempenho, suprimindo as necessidades e deficiências inerentes aos materiais estéticos resinosos existentes (WANG, 2001).

A partir desta data, outros polímeros de vidro e resinas indiretas foram introduzidos no mercado odontológico como alternativa de material para revestimento oclusal. Os fabricantes justificam a superioridade desses materiais em relação aos demais, por tentar reunir as propriedades positivas das cerâmicas e das resinas. Para Gilbert (1997) e Muñoz Chávez e Hoepfner (1998) os novos materiais contêm um elevado teor de carga inorgânica em forma de diferentes tamanhos de partículas de cerâmica, podendo ser microhíbridas e híbridas, reforçando a estrutura como um todo e sendo entremeadas por uma matriz orgânica de polímeros. De acordo com Barzilay (1998) as vantagens das resinas laboratoriais incluem grande elasticidade, alta resistência à fratura, estética, estabilidade de cor, de fácil reparo intra-oral, abrasão similar à estrutura do dente natural e a compatibilidade com a maioria das ligas metálicas dentais.

De acordo com Koczarski (1998) as resinas compostas indiretas combinam os atributos positivos das primeiras gerações de compósitos indiretos, das cerâmicas feldspáticas e das restaurações metálicas fundidas. Dietschi e Spreafico (1997), ao realizarem uma análise comparativa entre restaurações cerâmicas e de resinas compostas indiretas, mostraram vantagens dos compósitos em vários parâmetros como: conveniência dos procedimentos clínicos, praticidade dos procedimentos laboratoriais, potencialidade de reparo, viabilidade de correções intra-orais, longevidade, possibilidade de polimento após

desgaste oclusal, módulo de elasticidade, friabilidade, coeficiente de expansão térmica, eficiência dos procedimentos de adesão, estabilidade química, biocompatibilidade e custo. Os autores concluíram que as restaurações estéticas com resinas compostas indiretas em dentes posteriores representam alternativas viáveis, pois, além de restabelecerem a função, permitem a confecção de preparos que preservam a estrutura dental remanescente.

Os polímeros de vidro e resinas indiretas podem ser indicados para restaurações parciais, facetas laminadas e trabalhos sobre implantes como relataram Feinman (1996), Bertolotti (1997), Pensler *et al.* (1997), Touati (1997), Scolaro *et al.* (2002) e Markarian (2005). Muitos estudos tem avaliados a inclusão de fibras com o intuito de reforçar essas restaurações (GRANT; GREENER 1967; EKSTRAND; RUYTER; WELLENDORF 1987; GUTTERIDGE 1988; BRADEN 1988; BERRONG; WEED; YOUNG 1990; DIXON; BREEDING 1992).

Devido às vantagens e propriedades favoráveis citadas por Duke (1999), Ibara *et al.* (2001), Rahbeeni e Osman (2005) e pelos fabricantes de compostos de resinas indiretas, criaram-se expectativas quanto as suas características, tornando de grande valia o estudo do comportamento quanto à resistência à fratura desses materiais unidos à infra-estruturas de próteses unitárias confeccionadas em liga de níquel-cromo e também, à pilares UCLA pré-fabricados em titânio, sendo utilizados como restaurações totais com reforço interno de fibras de vidro entrelaçadas e impregnadas com resina composta.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 INFRA-ESTRUTURA METÁLICA

Em 1988, Lewis *et al.* descreveram uma técnica desenvolvida para a confecção de restaurações implanto-suportadas sem a utilização do pilar intermediário. O pilar denominado UCLA, em plástico calcinável, foi desenvolvido para ser utilizado como matriz de fundição, sendo eliminado juntamente com a cera do enceramento, resultando em um pilar fundido a ser fixado diretamente sobre o implante. O pilar plástico foi desenvolvido por uma empresa americana da Califórnia e apresentava um orifício central para alojar o parafuso em titânio com 45 graus de inclinação em sua cabeça, permitindo que o mesmo fosse aparafusado no interior do implante da mesma forma que os parafusos dos pilares convencionais. O pilar apresentava uma configuração especial na sua porção cervical permitindo a confecção de uma cinta metálica na prótese assim como poderia servir de suporte para a aplicação do material estético. Os autores ainda recomendavam o uso de um dispositivo para o acabamento da porção cervical que se adapta ao implante, assegurando uma melhor adaptação da peça fundida. O pilar UCLA original foi desenvolvido para próteses fixas e, portanto, apresentava-se sem um sistema de indexação, sendo a sua superfície interna sem um hexágono para se encaixar no hexágono do implante.

No mesmo ano de 1988, Lewis *et al.* publicaram os passos clínicos para a confecção de uma prótese parafusada diretamente sobre o implante utilizando o pilar UCLA. Segundo os autores, o uso deste pilar favorece a estética por permitir a obtenção de um melhor perfil de emergência, além de oferecer uma maior flexibilidade na confecção das próteses, resolvendo problemas de posicionamento inadequado dos implantes e limitado espaço inter-oclusal. Como o pilar UCLA tem a sua porção interna lisa, sem anti-rotacional, os

autores recomendaram que a parte interna do pilar também fosse encerada criando o mecanismo anti-rotacional necessário em próteses unitárias.

Em 1992, após 4 anos de uso do pilar UCLA, Lewis *et al.* apresentaram resultados obtidos no tratamento de 46 pacientes com 118 pilares, sendo 65 na maxila e 53 na mandíbula. Das próteses confeccionadas, duas eram barras de overdenture, duas eram próteses totais fixas tipo protocolo e quarenta e seis eram próteses parciais fixas. Todos os cilindros de ouro foram fundidos com ligas de ouro tipo III e ouro-paládio. A taxa de sucesso para 4 anos foi de 95,8%. Três falhas ocorreram em um único paciente e duas falhas ocorreram em outro paciente; ambos haviam recebido próteses parciais fixas metalocerâmicas na região posterior da maxila e as falhas ocorreram no período de seis semanas de função, sendo, portanto, creditadas à falta de osseointegração e não ao tipo de pilar utilizado. Nenhuma fratura de parafuso foi observada.

## 2.2 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS

Segundo Anusavice (1998) as propriedades mecânicas são aquelas definidas pelas leis da mecânica, que é a ciência que lida com as interações entre energia e forças entre os corpos. Uma propriedade importante em próteses é a resistência, que se refere à capacidade de um material resistir a forças aplicadas sem fraturas ou deformações excessivas. Uma deformação excessiva pode ocorrer quando a tensão (força x área) é excessiva, ou quando há uma rigidez inadequada (baixo módulo de elasticidade). A resistência também pode ser conceituada como o nível médio de tensões no qual um material exhibe certa quantidade de deformação plástica ou no qual ocorre a fratura em muitos corpos de prova com o mesmo tamanho e forma. A tensão é a força por unidade de área agindo nos átomos de um plano ou

material. Quando uma força externa age em um corpo, uma reação ocorre para se opor a essa força com igual magnitude e direção oposta. A força aplicada dividida pela área na qual atua é chamada de tensão. Sempre que uma tensão está presente, há uma deformação induzida. A deformação pode ser elástica ou plástica ou uma combinação de ambas. A deformação elástica é reversível e desaparece quando a força é removida. Já uma deformação plástica representa uma deformação permanente do material, que não se recupera após a remoção da força.

De acordo com Costa (1974) todo esforço sobre um corpo é acompanhado de deformações, entretanto se a carga for aplicada apenas em uma pequena área haverá modificação na distribuição de esforços. Este fato é observado porque deve haver uma continuidade física das moléculas para que seja obtida uma distribuição homogênea. Uma maneira de determinar o ponto no qual um material sofre uma deformação plástica é pela análise do gráfico tensão x deformação. Se um material obedecer à “Lei de Hooke”, a tensão elástica será proporcional à deformação elástica, o que corresponde a uma linha reta. Nessas condições de carregamento, a remoção da tensão faz com que o material retorne a sua forma e tamanho originais. Se um material for deformado por uma tensão acima do limite de proporcionalidade, a remoção da força aplicada reduzirá a tensão à zero, porém a deformação não será eliminada, pois existiu uma deformação plástica.

Segundo o autor, o termo “impacto” é utilizado para descrever a colisão de um objeto em movimento com outro estacionário, o que ocorre em um curto período de tempo e com uma grande aceleração. Durante um impacto, as tensões e as forças envolvidas mudam rapidamente e propriedades elásticas, como os limites de proporcionalidade, não são úteis para prever as deformações resultantes. Considera-se que no instante em que o corpo móvel pára, sua energia cinética é completamente transformada em energia de



deformação do sistema resistente. Neste momento dá-se a máxima deformação do sistema resistente e começam as vibrações. Caso o objeto estacionário não seja deformado, ele armazena a energia da colisão de forma elástica. Esta habilidade está refletida pela resiliência do material. Um material com baixo módulo de elasticidade e uma alta resistência à tração é mais resistente a impactos. Entretanto, um baixo módulo de elasticidade e uma baixa resistência à tração sugerem uma menor resistência ao impacto. A resistência ao impacto pode ser definida como a energia necessária para fraturar um material sob uma força de impacto.

### 2.3 MATERIAIS PARA REVESTIMENTO OCLUSAL DE PRÓTESES

O sistema Branemark (Nobelpharma-Chicago-USA) inicialmente preconizou que as faces oclusais das próteses sobre implantes deveriam ser em resina. O principal suporte para esse conceito seria que as superfícies oclusais em acrílico amorteceriam as forças de mastigação, o que levaria a uma carga relativamente fisiológica da interface osso-implante (ADELL *et al.*, 1981).

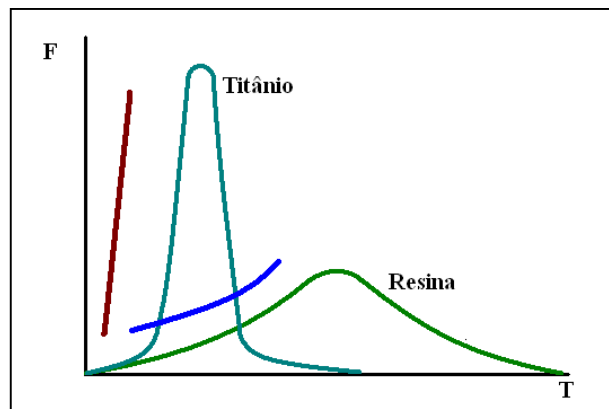


Gráfico 01 - Comportamento da força pelo tempo de acordo com o material oclusal segundo Skalak (1983).

Skalak (1983) afirmou que em próteses sobre implantes, a distribuição de cargas depende da rigidez dos vários componentes envolvidos, da sua geometria e do seu arranjo. Uma análise completa desse sistema mecânico deveria levar em consideração não só as equações de mecânica estática, mas também as deformações da prótese e do tecido ósseo sob torção e dobramento. Entretanto, análises com suposições simplificadas irão ser úteis para realizar simulações biomecânicas. Grandes cargas de impacto podem ser geradas durante a mastigação, se um objeto for inadvertidamente encontrado. O autor afirma que uma prótese totalmente metálica funciona como um corpo único e rígido, e irá promover a transmissão de uma grande força, em um período longo de tempo. Entretanto, se existir um revestimento plástico na superfície oclusal de um dente, haveria um aumento no tempo de transmissão de uma força aplicada, com redução de seu pico (fig. 1). Esse fenômeno de absorção de impactos seria causado pelo menor módulo de elasticidade, e, conseqüentemente, menor rigidez das resinas. O autor afirma ser essencial que nem o implante ou o osso sejam sobrecarregados além da sua capacidade de fadiga a longo prazo.

Davis, Rimrott e Zarb (1988) verificaram pelo método de elementos finitos, que a resina acrílica é benéfica por reduzir as tensões em situações de impacto, que podem ocorrer quando o paciente oclui sobre um corpo estranho inadvertidamente, ou em decorrência de um trauma mecânico. A resina absorve parte do impacto aplicado e apresenta maior deslocamento. Foram utilizados os seguintes parâmetros: velocidade de 133mm/s (no ensaio de impacto), peso de 20 Kg. Os autores também verificaram que a porcelana foi superior sob cargas estáticas, pois reduziu as tensões na estrutura e nos implantes. Os efeitos do amortecimento dentro dos materiais não foram levados em consideração para calcular os resultados de impacto. Os efeitos de impacto entre duas

estruturas dependem da velocidade, da massa e do módulo de elasticidade das estruturas. Afirmaram que um impacto à velocidade de 133mm/s é considerado muito lento para cálculos de engenharia, porém está próximo da média populacional.

Gracis et al. (1991) analisaram o efeito de amortecimento de cinco materiais restauradores utilizados em próteses sobre implantes, quando submetidos a forças de impacto. Esses materiais foram utilizados em próteses sobre um implante unitário, sendo eles liga de ouro, liga nobre para metalocerâmica, porcelana, resina fotoativada, resina polimerizada por calor e pressão. Os autores verificaram que as duas resinas reduziram as forças de impacto em 50% quando comparadas às porcelanas ou às ligas.

Naert et al. (1992) acompanharam 146 pacientes nos quais foram instalados 509 implantes dentários, sendo que 217 próteses fixas parciais foram planejadas. Houve 3,9 e 1,4% de perdas de implantes para a maxila e mandíbula respectivamente. O uso de porcelana ou de resina como revestimento oclusal não influenciou a perda óssea marginal ao redor dos implantes. Houve dificuldades técnicas de acordo com os materiais utilizados, sendo que a fratura da resina oclusal foi comum ocorrendo em 20% dos pacientes. O uso de porcelanas dentárias prejudica a passividade de adaptação das próteses. Os autores afirmam que o uso de porcelana como revestimento oclusal é recomendado por permitir uma maior longevidade, estética e menores complicações clínicas.

Hobkirk e Psarros (1992) mediram as forças mastigatórias em indivíduos portadores de próteses parciais fixas sobre implantes. Os pacientes realizaram ciclos de mastigação com uma prótese com dentes em porcelana e em seguida outra com dentes em resina. Foram utilizados diferentes alimentos como cenoura, pão e nozes. Não foram encontradas diferenças nas forças mastigatórias, nem no padrão de mastigação, em função do material oclusal.

Cibirka et al. (1992) compararam a transmissão de forças ao osso humano de cadáver por superfícies oclusais de próteses em ouro, porcelana e resina em próteses sobre implantes unitárias. Foram instalados 3 extensores no implante posicionado na mandíbula do cadáver, sendo que a força foi aplicada por uma máquina de ensaios universais. Não foram encontradas diferenças na absorção de forças entre os materiais testados.

Papavasiliou et al. (1996) estudaram pelo método dos elementos finitos a possibilidade de as cargas oclusais causarem micro-fraturas no osso. Introduziram fatores de variação, como diferentes tipos de mandíbulas, materiais de revestimento oclusal, a ausência de osso cortical, diferentes elementos intramóveis, direção de carregamento e níveis de carregamento. Não foram verificadas diferenças entre os materiais oclusais, e a ausência de osso cortical aumentou as tensões da interface. O uso de elementos intramóveis diminuiu as tensões. As tensões aumentam nas menores mandíbulas. As cargas oblíquas aumentaram as tensões em 15 vezes. Concluíram que as condições que favorecem as microfraturas são as cargas oblíquas, altas magnitudes de tensões oclusais e ausência de osso cortical.

Sertgoz (1997) realizou um estudo por elementos finitos do efeito dos materiais da supra-estrutura na distribuição de stress em uma prótese fixa sobre seis implantes. Utilizou como variáveis três materiais oclusais: resina, resina composta e porcelana; e quatro materiais para a supra-estrutura: ouro, prata-paládio, cobalto-cromo e titânio. Observou após a aplicação de 172 N que a utilização de supra-estruturas com módulos de elasticidade mais baixos não levou a diferenças substanciais no padrão de tensões e concentrou as tensões nos parafusos das próteses. Afirma que o uso da resina acrílica como material absorvedor de tensões, conforme postulado por Skalak (1983), não deve ser válido.

Touati e Aidan (1997) discutiram, através de revisão de literatura, avanços ocorridos em relação às resinas compostas utilizadas em restaurações indiretas, denominando esta categoria de materiais como segunda geração de resinas laboratoriais. Os autores atribuíram à incorporação de uma maior quantidade de partículas inorgânicas na composição do material à melhora em suas propriedades físicas e mecânicas. Outros aspectos também foram abordados, tais como grau de conversão do material, técnica restauradora e procedimentos de cimentação.

Segundo Leinfelder (1997) estudos têm sido realizados com o objetivo de desenvolver polímeros que possam substituir materiais cerâmicos utilizados nas restaurações de superfícies oclusais. Na maioria dos casos, as resinas compostas exibem resistência insuficiente ao desgaste, enquanto as cerâmicas apresentam abrasão excessiva em dentes antagonistas. Clinicamente, resultados positivos têm sido observados no desempenho de restaurações em resina composta laboratorial em dentes posteriores, discutidos através de revisão de literatura pelo autor.

Duke (1999) publicou uma revisão de literatura sobre o material que denominou ser uma nova classe de resinas compostas indiretas, os cerômeros. A diversidade de materiais estéticos diretos e indiretos tem aumentado graças a avanços tecnológicos e ao interesse de profissionais e pacientes. Os cerômeros foram classificados como compósitos reforçados por partículas cerâmicas, embora alguns fabricantes utilizem fibras de variadas composições. Quando comparados às resinas compostas convencionais, apresentaram-se mais viscosos e com um aumento no número de partículas. Ensaio mecânicos revelaram propriedades físicas equivalentes às resinas compostas convencionais. O autor concluiu afirmando que as resinas compostas indiretas devem ser utilizadas como uma alternativa estética viável nas substituições de restaurações metálicas fundidas.

Sendyk (1998) realizou um estudo em elementos finitos no qual verificou que não há diferenças na magnitude da transferência de tensões ao osso, quando comparados porcelana e resina como materiais de cobertura oclusal.

Stegaroju et al. (1998) avaliaram os efeitos dos materiais protéticos na distribuição de tensões no osso, nos implantes e componentes protéticos quando uma liga de ouro, porcelana ou resina acrílica é utilizada em próteses sobre implantes de 3 elementos, sem a utilização de supraestrutura metálica. Pelo ensaio em elementos finitos verificou-se que na maioria dos componentes estudados, as tensões no modelo com resina acrílica foram similares ou maiores do que para os outros dois materiais, existindo uma maior concentração de tensões na região entre o implante e o abutment. Os autores concluem que a capacidade de amortecimento de cargas pelas resinas acrílicas não pôde ser demonstrada.

Inan e Kesin (1999) avaliaram os efeitos dos materiais utilizados nas superfícies oclusais na distribuição de tensões por próteses sobre implantes. Foi utilizado um modelo mandibular fotoelástico no qual forem inseridos dois implantes. As superestruturas foram confeccionadas em Ni-Cr e revestidas por cinco materiais diferentes: acrílico, porcelana, duas resinas compostas fotoativadas e a própria liga de Ni-Cr. Houve aplicação de cargas verticais e oblíquas que induziram diferentes resultados. A maior concentração de stress foi verificada com a prótese em porcelana, seguida pela em acrílico. As resinas compostas apresentaram comportamento equivalente, enquanto que o menor stress foi verificado com a prótese em Ni-Cr. Os autores concluem que as próteses sobre implantes deveriam ser construídas com as oclusais metálicas ou em resina composta fotoativada.

Soumeire e Dejou (1999) verificaram a capacidade de uma resina composta, de uma liga de ouro e uma cerâmica absorverem tensões quando aplicados sobre uma prótese sobre implante. Os autores mediram a amplitude máxima da força transmitida e o tempo para

atingir o pico de força, após a aplicação de uma carga de impacto de 100 N. A liga de ouro transmitiu a maior força no menor tempo. A resina composta não reduziu a amplitude da força de impacto quando comparada à cerâmica. Entretanto, o tempo para o pico de força foi mais longo para a resina do que para a cerâmica.

Merickske-Stern et al. (2000) realizaram medidas in vivo das forças transmitidas por uma prótese fixa com oclusais em cerâmica, e uma overdenture, totalmente em resina, retida sobre 5 implantes. Como metodologia utilizou transdutores piezoelétricos que permitiram registros de força em três dimensões. Verificaram que os padrões mastigatórios foram similares e que a transmissão de forças para os implantes foi semelhante para ambos os tipos de próteses.

Duyck *et al.* (2000) investigaram a influência dos materiais protéticos na carga de implantes in vivo por meio de extensômetros. Próteses em metal e em resina acrílica foram instaladas nos pacientes, sendo submetidas a cargas controladas de 50 N em diversas posições ao longo da superfície oclusal, e durante a mordida em máxima intercuspidação. Os resultados mostraram uma melhor distribuição de momentos nas próteses metálicas em comparação com as acrílicas. Nenhuma alteração nas cargas foi verificada.

Çiftçi e Canay (2000) investigaram os efeitos de vários materiais na fabricação de próteses fixas sobre implantes pelo método dos elementos finitos. Os materiais estudados foram uma porcelana, uma liga de ouro, uma resina composta, uma resina composta reforçada e uma resina acrílica. As próteses foram carregadas com uma força estática de 500 N. As tensões se concentraram na cortical ao redor da cervical dos implantes, principalmente pelo lado lingual. A porcelana e a liga de ouro produziram as maiores tensões. As tensões geradas pela resina acrílica e pela resina composta reforçada foram 25% e 15% menores, respectivamente, do que para a porcelana e o ouro.

Çiftçi e Canay (2001) avaliaram pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões em sobreestruturas sobre implantes induzidas com diferentes materiais de revestimento oclusal. Foram utilizados uma porcelana, uma resina acrílica, uma resina composta com micropartículas e um cerômero. As maiores tensões foram verificadas nos modelos com menor módulo de elasticidade, provavelmente devido ao fato de que os materiais de revestimento tiveram que absorver a maior parte da deformação e deslocamento. As tensões permaneceram concentradas na região marginal da prótese. O maior deslocamento ocorreu com a resina acrílica, o que gerou também regiões com maiores tensões nas sobre-estruturas.

Bassit, Lindstrom e Rangert (2002) utilizaram extensômetros para medir a força transferida a um implante após a aplicação de um choque *in vivo* e *in vitro*, sobre coroas em dois tipos de materiais para revestimento oclusal como resina e porcelana. Houve uma diferença entre o tempo de transmissão da força nos modelos *in vivo* e *in vitro*, com intervalos até a força máxima de 0,1s e  $3 \times 10^{-3}$  s respectivamente. A diferença se deve provavelmente à resiliência do dente antagonista, do osso alveolar e pela ação muscular. Observaram que os diferentes materiais oclusais não levaram a diferenças nos resultados entre os pacientes. Afirmaram que a diferença entre a resiliência da resina acrílica e da cerâmica não seria suficiente para causar uma modificação clínica significativa na transmissão de forças por próteses. Sugere-se ainda a criação de um modelo *in vitro* com menor resiliência para demonstrar esse fenômeno. Dessa forma, os autores afirmaram que o material oclusal não é um fator que interfere sobre a transmissão de forças aos implantes.

Torrado *et al.* (2004) avaliando a influência do orifício de acesso na resistência à fratura de restaurações unitárias metalocerâmicas de pré-molares superiores, levando em consideração o tipo de restauração (cimentada ou parafusada), a localização do orifício de



acesso no caso de parafusada (centralizado ou descentralizado 1mm no sentido palatino) e a largura vestibulo-lingual da plataforma oclusal das coroas cimentadas (4 e 5mm de largura), concluíram que as coroas metalocerâmicas parafusadas (detentoras de orifício de acesso) demonstraram uma resistência à fratura significativamente mais baixa ( $95.01 \pm 46.6$  e  $108.61 \pm 57.9$  Kgf) em relação às coroas cimentadas ( $390.94 \pm 151.3$  e  $380.04 \pm 211.8$  Kgf). A localização do orifício de acesso um milímetro descentralizado no sentido palatino não resultou em uma baixa resistência à fratura, assim como a redução da largura da plataforma oclusal de cinco para quatro milímetros das restaurações cimentadas não demonstraram alteração na resistência à fratura.

Markarian (2005) comparou, por análise fotoelástica e dinâmica, a transmissão de forças após a ação de cargas sobre próteses unitárias sobre implantes em função dos materiais protéticos. O autor confeccionou um modelo em resina fotoelástica com anatomia semelhante à região de pré-molares inferiores, contendo um implante de hexágono interno de  $3,75 \times 11,5$  mm. Foram elaborados três tipos de próteses em materiais com rigidez decrescente: 1- Metálica (alta rigidez); 2- Resina composta (rigidez moderada), 3- Com um disco de EVA interposto com  $h=2,5$  mm (baixa rigidez). Por meio de um polariscópio circular, observou qualitativamente a tensão gerada no modelo durante a aplicação de forças axiais de 100 N, em regime compressivo, sobre cada tipo de prótese. Para a análise dinâmica foi realizado um modelamento físico de cada um dos três sistemas implante-prótese com modelos de Voigt. A partir daí, uma representação matemática dos sistemas foi deduzida e resolvida, levando em consideração as propriedades mecânicas dos diferentes materiais testados, como o módulo de elasticidade, o coeficiente elástico e a constante de amortecimento. Para representar uma carga mastigatória fisiológica, foi aplicado um pulso de força senoidal com duração de 0,25 s e intensidade máxima de 100 N, segundo a

expressão  $f(t) = 50 - 50.\cos(8\pi t)$ . Observou-se na análise fotoelástica que após a aplicação de 100N, surgiram tensões na região apical e na cervical dos implantes, com intensidade e localização similares entre os três tipos de prótese. A análise dinâmica mostrou que a força de 100N aplicada na prótese é totalmente transmitida ao implante instantaneamente. Os resultados das análises concordam entre si e mostram que não é possível amortecer as forças mastigatórias por meio dos materiais oclusais.

#### 2.4. INTERPOSIÇÃO DE MATERIAIS DE BAIXA RIGIDEZ SOBRE IMPLANTES

De acordo com Noyes e Solt (1972), na prática, um amortecedor se opõe às mudanças de velocidade, gerando uma força proporcional à mudança de velocidade, podendo assim reduzir os picos de tensões ao longo do tempo. O amortecimento pode ser obtido com materiais ou dispositivos isolantes.

Segundo Den Hartog (1972) a principal grandeza mecânica relacionada à capacidade de um material resistir à deformação é a rigidez. Dessa forma, durante a escolha de um material amortecedor para uma determinada aplicação, a sua rigidez deve ser considerada.

Kirsch (1983) descreveu o funcionamento de um sistema de implantes (IMZ), ao qual foi incorporada uma peça de polioximetileno entre o intermediário e a prótese, que possuiria em princípio, a capacidade de absorver os esforços aplicados à prótese, esse componente foi denominado como intramóvel.

Segundo Brunski (1988) o papel da rigidez dos componentes intramóveis na biomecânica dos implantes não está bem definido. A rigidez em uma direção, por exemplo, a axial, poderia se assemelhar a uma “constante elástica “k”, mantendo a proporcionalidade entre a carga na mola durante a sua deflexão. O autor afirma que a rigidez axial existente

em um implante depende das propriedades do implante e do tecido. O deslocamento apical total do implante frente a uma força seria, portanto, a soma da deformação do implante, componentes e do osso.

Lill et al. (1988) estudaram a capacidade de um elemento intramóvel (IMZ) imitar a mobilidade dentária. Foram construídos corpos de prova contendo ou não o elemento intramóvel, sobre os quais se encaixaram coroas de plástico, ouro ou cerâmica. Sobre cada uma dessas coroas foi aplicada uma força axial de 100 N com ciclo de 30 segundos, totalizando 4 ciclos. A deformação de coroas plásticas foi sempre maior do que a de cerâmica ou a metálica. O comportamento das cerâmicas e dos metais foi semelhante. O uso de elemento intramóvel aumentou a deformação entre 9 e 18  $\mu\text{m}$  em todos os casos.

Horshaw e Brunski (1988) estudaram a rigidez de quatro sistemas de implantes, Driskell Bioengineering, Branemark, Flexiroot e IMZ, sendo que os dois últimos continham elementos intramóveis. Aplicou-se uma carga compressiva sobre os implantes acoplados aos pilares, com pico de compressão de 150 N por 2 segundos. O comportamento das cargas foi linear para todas as situações estudadas. Os valores medidos foram: IMZ 2,57 N/ $\mu\text{m}$ ; Flexiroot: 4,11 N/ $\mu\text{m}$ ; Branemark 4,55 N/ $\mu\text{m}$ ; Drikell Bioengineering: 5,50 N/ $\mu\text{m}$ . As deformações totais foram: IMZ: 58,4 $\mu\text{m}$ , Flexiroot: 36,5 $\mu\text{m}$ , Branemark 33 $\mu\text{m}$  e Drikell Bioengineering 27,3  $\mu\text{m}$ . Verificou-se que a rigidez dependeu da extensão da montagem de componentes. Os valores diminuíram entre 20 a 30% para os implantes sem componentes. O teste verificou diminuição pequena na rigidez para os sistemas IMZ e Flexiroot, quando comparados aos sistemas metálicos.

Richter (1989) afirmou que existe a necessidade de romper forças aplicadas aos implantes por meio de elementos integrados de absorção de impactos para evitar a sobrecarga e acúmulo de tensões nos implantes osseointegrados. Afirma que a rigidez de

um implante é da ordem de 10.000 N/mm, sendo, portanto, entre 10 e 100 vezes menor que a de dentes. O autor realizou várias simulações biomecânicas, obtendo conclusões como: em uma dentição natural, os dentes se intruem até 30 micrômetros quando os dentes se contatam com uma transmissão de 5 N aproximadamente. Em um caso contendo um dente natural se opondo a um implante, o maxilar precisa exercer uma força de 16 N para deslocar o implante pelos mesmos 30 micrômetros. Isto significa que os implantes são sujeitos a forças muito maiores do que a dentição natural, e que provavelmente o dente antagonista compensaria o menor deslocamento existente no implante. O autor enumera algumas possibilidades de diminuir a força sobre os implantes: 1- a eliminação dos contatos oclusais, o que deveria promover um espaçamento de ao mínimo 10 micrômetros entre o implante e o dente antagonista. Essa situação promoveria uma redução parcial das cargas transmitidas e não modificaria o conceito do implante; 2- a integração de um coxim, que agiria como uma mola e modificaria a biomecânica do implante de modo a se assemelhar à fase secundária (elástica) do deslocamento de um dente; 3- a integração de um elemento que apresente uma deformação em duas fases, conforme ocorre em um dente natural (fases viscoelástica e elástica). Entre as três situações a mais favorável ocorreria na última.

Richter, Orschall e Jovanovic (1990) verificaram se a biomecânica da união entre dente e implante poderia ser beneficiada pela incorporação de um elemento com menor rigidez. Observaram uma redução de 20 vezes nas tensões no modelo com esse elemento sob cargas axiais.

Mcglumphy, Campagni e Peterson (1989) estudaram a transmissão de tensões no osso quando aplicado um deslocamento de 1mm em extensões tipo cantilever em implantes (IMZ) e Screw-Vent, com e sem elementos resilientes de polioximetileno, por meio de análise fotoelástica. Concluíram que a instalação de um componente interno resiliente não

alterou o padrão de tensões geradas. Verificaram ainda que uma mesma força de 5 lb foi necessária para deslocar o cantilever nas duas situações.

Van Rossen *et al.* (1990) analisaram a distribuição de tensões no osso ao redor do implante com e sem elementos de polioximileno absorvedores de tensões em implantes unitários e implantes unidos à dentes naturais. Por meio de análise de elemento finito variou-se o módulo de elasticidade de um componente interno entre 0,15 GPa, imitando uma estrutura com comportamento resiliente, e 110 GPa, imitando uma estrutura de titânio. Quando uma carga de 500 N foi aplicada sobre o implante unitário, os resultados encontrados mostraram que a distribuição de tensões ao redor do implante com o componente menos rígido é semelhante à que ocorre quando existe um componente interno metálico. Quando foi simulada a união entre dente e implante por meio de uma prótese parcial fixa, as maiores tensões foram encontradas na região do pescoço do implante ao lado do pântico. Entretanto, quando se utilizou o componente resiliente, as tensões geradas foram mais homogêneas e com menores picos.

Sheets e Earthman (1993) afirmam que as forças mastigatórias aplicadas a uma prótese geram uma onda de tensões que se propagam no corpo. Essa energia é atenuada enquanto ela se propaga por uma pequena distância em um material de baixa rigidez. Entretanto, as ondas se propagam rapidamente em materiais mais rígidos, antes que ocorra alguma absorção de energia em uma prótese sobre implante unido a um dente natural poderia evitar a intrusão do dente natural que é observada em alguns casos. Utilizaram o encurtamento do pilar do implante para criar uma camada mais espessa de cimento na união dente-implante, na tentativa de promover uma estrutura que amortecesse as cargas sobre o sistema.

Akpinar, Anil e Parnas (2000) realizaram um estudo em elementos finitos para verificar as tensões formadas ao redor de um implante e um dente natural antagonista sob função. Observaram uma menor intensidade de stress no implante que continha um pilar intramóvel, porém, o antagonista apresentou maior stress.

Carvalho *et al.* (2002) realizaram um estudo por elementos finitos para comparar um sistema de implante dentário no qual foi interposto um elastômero na interface do dente com o implante com um sistema convencional. A colocação desse material teve como objetivo atenuar a intensidade das tensões que são transferidas para o tecido ósseo circundante. Verificou-se que a camada de elastômero gerou padrões de distribuição de tensões semelhantes para ambos as situações, porém, causou a atenuação das tensões transmitidas ao osso em algumas regiões do implante.

Carvalho, Vaz e Simões (2003) realizaram uma investigação sobre as tensões geradas por cargas de impacto sobre implantes em uma mandíbula cadavérica. Foi utilizado um sistema de implantes não convencional, no qual posicionou uma barreira de elastômero na oclusal do dente. Os autores concluem que a utilização da barreira de elastômero seria benéfica, pois se verificou que no sistema de implante não convencional houve a diminuição dos picos e força.

## 2.5 UTILIZAÇÃO DE REFORÇO EM RESINAS

Grant e Greener (1967) foram autores de um dos primeiros relatos da utilização de algum tipo de reforço em resinas acrílicas baseadas em PMMA no universo Odontológico. Realizaram um estudo avaliando a resistência flexional e o módulo de elasticidade de resinas acrílicas PMMA auto e termo-polimerizáveis quando reforçadas com fibras à base

de alumínio denominadas “sapphire whiskers”. Utilizaram espécimes medindo 65 x 10 x 2 mm, sendo que o ensaio mecânico foi obtido através de um teste de carga de três pontos. Os autores evidenciaram em seus resultados um considerável aumento da resistência flexional e do módulo de elasticidade das resinas acrílicas que continham uma pequena concentração dessas fibras. Os autores relataram ainda a importância do uso de silano nas propriedades mecânicas dos compostos reforçados. Descreveram que a aplicação de silano sobre o reforço aumenta sua atividade superficial permitindo uma melhor transferência, da matriz de PMMA para as fibras, das tensões originadas durante o ensaio.

Carrol e Fraunhofer (1984) estudaram o efeito do uso de fios metálicos de diversos diâmetros, unidirecionais ou trançados, com e sem dobras circulares em suas extremidades, na resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA auto-polimerizável. Os fios mediam 0,41; 0,64; 0,91 e 1,30mm de diâmetro. Confeccionaram barras medindo 45 x 10 x 2mm em resina através da técnica da saturação e posicionaram os diversos fios no seu terço inferior. De acordo com os autores essa localização dos fios permite uma maior resistência às forças de tração pelo espécime. O ensaio ocorreu através de um teste de carga de três pontos para registro da resistência flexional das amostras.

Os resultados demonstraram que o uso de fios de diâmetros tão pequenos quanto 0,41mm, este com dobra na extremidade, aumenta significativamente a resistência da resina. O maior valor médio de resistência foi encontrado quando se utilizou o fio com maior diâmetro. Nenhuma vantagem foi observada na confecção de dobras nas extremidades dos fios. Observaram, por fim, que o uso dos fios trançados aumentou a resistência, tendo sido, entretanto, um aumento clinicamente questionável.

Yazdanie e Mahood (1985) investigaram a resistência flexional e o módulo de elasticidade de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável, quando reforçados com fibra de carbono em diversas concentrações em peso.

Os autores concluíram que as amostras reforçadas com essas fibras são mais resistentes e rígidas que aquelas não reforçadas. As fibras com conformação unidirecional e contínua resultaram em espécimes mais resistentes. Há, além disso, uma relação positiva entre a concentração de fibras, a resistência flexional e a rigidez, porém, maiores concentrações podem dificultar a inserção dessas fibras à mistura da resina.

Ekstrand, Ruyter e Wellendorf (1987) investigaram as propriedades flexionais de uma resina acrílica PMMA associada a diferentes concentrações de três tipos de fibras de carbono. Estudaram, além disso, a adesão dessas fibras à matriz resinosa e a influência da imersão em água sobre essas propriedades. Os autores elegeram a resina PMMA por ser um material utilizado extensivamente na odontologia apesar de sua baixa resistência relativa à flexão quando sob influência de umidade. Concluíram que o módulo de elasticidade aumenta proporcionalmente à concentração dessas fibras. As fibras unidirecionais produziram os maiores valores das propriedades flexionais, porém, somente neste grupo, a imersão em água foi negativamente relevante. Os autores relataram a dificuldade de se testar os polímeros dentais em laboratório, já que este ambiente não simula a complexidade do meio oral. Defenderam, portanto, a implementação desses testes sob condições observadas na boca, como a umidade e a temperatura.

Gutteridge (1988) estudou a efetividade das fibras de polietileno quando misturadas à resina PMMA na resistência ao impacto de três marcas comerciais deste material. Para esse estudo utilizou uma resina convencional PMMA termo-polimerizável e duas resinas à base de metacrilatos modificados, de alta resistência ao impacto, tendo sido somente a



primeira reforçada com tais fibras. Avaliou ainda a influência de diferentes concentrações em peso dessas fibras incluindo 0,5%, 1%, 2%, 3%, e 4% na resistência dos espécimes.

Em seus resultados, as resinas denominadas “de alta resistência ao impacto” mantiveram os maiores valores de resistência comparados aos grupos não reforçados. As amostras reforçadas demonstraram um aumento da resistência ao impacto em relação ao grupo controle não reforçado, e uma equivalência aos valores obtidos com os materiais de alta resistência. A concentração que resultou em melhores médias foi a de 3% em peso.

Braden et al. (1988) defenderam o uso de fibras de polietileno tratadas com plasma ao invés das fibras de carbono para resolução da baixa resistência ao impacto das resinas PMMA quando comparadas aos metais. O tratamento com plasma, segundo os autores, consiste em um método de se aumentar a energia de superfície dessas fibras através de um tratamento elétrico com plasma utilizando o gás oxigênio ou hélio como carreadores.

Os autores investigaram a resistência flexional e o módulo de elasticidade de resinas acrílicas PMMA termo e auto-polimerizáveis com a inclusão de fibras de polietileno em suas diversas formas: sem tratamento, tratadas com plasma, unidirecionais e trançadas. Testaram, além disso, a adesão dessas fibras em sua forma unidirecional à resina auto-polimerizável. Como grupo comparativo nos ensaios mecânicos utilizou resinas reforçadas com fibras de carbono. No teste de adesão entre as fibras e a resina foi evidente que o tratamento superficial com plasma aumentou significativamente a união entre os dois materiais. Foi conclusivo também que o tratamento com plasma aumenta a resistência flexional dos espécimes, porém, tendo sido somente significativa quando se utilizou um número conveniente de camadas de fibras trançadas. Os autores, por fim, expuseram as vantagens estéticas de se utilizar as fibras de polietileno, quase transparentes, comparadas às fibras escuras de carbono.

Berrong, Weed e Young (1990) comentaram que as resinas PMMA têm sido aplicadas com sucesso em várias áreas da Odontologia. São materiais de fácil manipulação, porém, com algumas propriedades mecânicas limitadas. Sustentaram que as áreas críticas de próteses realizadas com essas resinas, como por exemplo, as regiões de pouca espessura, devem ser reforçadas prevenindo fraturas. Os autores elaboraram um estudo para avaliar o efeito de diversas concentrações, em peso, de fibras à base de aramida na resistência ao impacto de espécimes confeccionados em resina acrílica PMMA termo-polimerizável.

Nos espécimes com fibras nas concentrações de 1% e 2% as fraturas foram em galho verde” mantendo os dois fragmentos unidos. Todas as amostras reforçadas foram significativamente mais resistentes que o grupo controle não reforçado, sendo que, quanto maior a concentração da fibra, maior foi a resistência ao impacto. Tal material composto de fibras sintéticas de aramida, segundo os autores, têm sido indicada para restaurações dentárias onde a resistência à tração é maior que o aço, e por isso têm sido empregadas na fabricação de vestimentas à prova de bala, pneus automotivos, mastros de embarcações e partes de aeronaves.

Dixon e Breeding (1992) ressaltaram o uso crescente de vários tipos de fibras utilizadas para reforço de resinas baseadas em PMMA. Disseram, contudo, que as fibras de carbono e as de aramida, apesar de sua eficiência comprovada sobre as propriedades mecânicas da resina PMMA, não podem ser usadas em áreas estéticas, a primeira por sua coloração negra e a outra por sua coloração amarelada.

Os autores investigaram a resistência flexional de três resinas acrílicas utilizadas para a confecção de bases de próteses totais quando reforçadas com fibras de poli(etileno). Usaram uma resina de alta resistência ao impacto, uma resina termoativada de polimerização rápida e uma resina foto-polimerizável. Encontraram em seus resultados que

a incorporação das fibras de polietileno aumentou significativamente a resistência flexional somente da resina foto-polimerizável.

Osman e Owen (1993) comentaram sobre a importância da resistência à fratura de restaurações provisórias. Em função disso, os autores compararam a resistência flexional de espécimes confeccionados com os seguintes materiais utilizados em próteses provisórias: duas de resinas à base de PMMA, uma baseada em Bis-GMA quimicamente ativada, outra em epimina e a última em PEMA.

Em seus resultados observaram que os melhores valores de resistência à fratura, estatisticamente significante, foram encontrados nos espécimes confeccionados com o polímero PEMA. A resistência obtida com o PMMA e com compósito não teve diferença estatística, enquanto que os realizados com a resina epimina foram significativamente menores. Ao final, elegeram o teste de carga de três pontos, pois simula a situação clínica onde uma combinação de tensões de compressão, tração e de cisalhamento age sobre a prótese parcial fixa provisória. A resistência flexional, entretanto, seria somente um dos diversos fatores que devem ser observados na seleção de um material para confecção de provisórios.

De acordo com Gegauff e Wilkerson (1995) muitas das resinas utilizadas para confecção de restaurações provisórias são frágeis e susceptíveis à fratura durante a função. A experiência clínica, segundo os autores, indica que esta fratura ocorre como resultado da propagação de trincas provenientes de uma falha superficial.

Os autores estudaram a resistência à fratura de espécimes confeccionados em resinas utilizadas para próteses provisórias, quando em meio seco e imersos em água. Avaliaram as resinas PMMA e PEMA, auto-polimerizáveis, além das resinas UDMA e PVEMA, foto-

polimerizáveis. Executaram um teste específico para registro da resistência à fratura, no qual os espécimes são pré-trincados com o auxílio de uma lâmina de bisturi.

Vallittu, Vojtkova e Lassila (1995) pesquisaram a resistência ao impacto de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável quando reforçados com fios metálicos de 1,0mm de diâmetro ou com diferentes concentrações em peso de fibras de vidro unidirecionais e contínuas. As médias de resistência ao impacto dos grupos reforçados foram consideravelmente maiores que aquelas encontradas nos grupos sem reforço. Houve somente uma modesta diferença na resistência entre a utilização de fio e fibras, tendo estas últimas, originado melhores resultados.

Vallittu e Narva (1997) compararam a resistência ao impacto de uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável quando reforçada com fibras de vidro ou com uma associação de fibras de vidro e fibras de aramida. Espécimes em forma de barras foram confeccionados e quando foi utilizado o reforço adicional, este foi posicionado no lado onde há maior tensão de tração no interior do corpo de prova, isto é, mais inferiormente.

A utilização de fibras de vidro silanizadas aumentou consideravelmente a resistência ao impacto do polímero auto-polimerizável. Observaram, entretanto, que o efeito da inclusão de fibras adicionais no lado de tensão, tanto de aramida quando de vidro, não foi relevante nessa resistência.

Em seus resultados, puderam observar que a imersão em água foi irrelevante na resistência testada, para todas as resinas. A resina UDMA obteve a maior resistência, seguida da resina PMMA. As outras duas resinas foram, estatisticamente, menos resistentes.

De acordo com Vallittu (1998) a utilização de fibras reforçando os polímeros odontológicos tem fornecido melhores resultados mecânicos que o uso de fios metálicos. O

autor fez um estudo com a finalidade de se determinar a resistência à fratura de corpos de prova semelhantes a próteses provisórias de três unidades, sendo dois pilares e um pântico, quando reforçados com fibras de vidro experimentais na forma unidirecional ou ao mesmo tempo associada à forma trançada. O autor utilizou uma mistura de pó da resina PMMA e líquido do monômero n-butilmetacrilato, a distribuição das fibras foi de três formas: uma, duas ou três fibras unidirecionais. Foram também confeccionados espécimes contendo três fibras unidirecionais e uma trançada. As vantagens das fibras descritas nesse estudo seriam a pré-impregnação destas com um polímero que possibilita uma maior adesão da fibra à matriz dos polímeros existentes no mercado. Os corpos de prova foram submetidos a um teste compressivo de carga de três pontos.

Foi observado em seu resultado que a resistência à fratura das próteses foi aumentada significativamente pela adição das fibras, muito embora, o posicionamento destas, de acordo com o autor, não tenha sido o ideal, já que não foram posicionadas inteiramente na região onde se concentraram as tensões de tração, ou seja, na sua parte inferior. Por fim, o uso da fibra trançada próxima aos pilares reforçou as coroas provisórias sobre estes.

Nohrstrom, Vallittu e Yllurpo (2000) defenderam que a qualidade das próteses parciais fixas provisórias é dependente de uma boa integridade marginal, adequada rigidez e resistência suficiente para resistir às cargas mastigatórias. A rigidez e a resistência são resultados do tipo de polímero e do possível tipo de reforço utilizado. No que diz respeito aos reforços, explicaram que as fibras de polietileno apresentam a desvantagem de não permitirem uma boa adesão entre a matriz polimérica e sua superfície. As fibras de vidro, ao contrário, por possibilitarem a sua silanização apresentam uma boa adesão com a matriz de PMMA, aumentando seu potencial como reforço destes materiais.

Os autores, sustentados por essas informações, estudaram a influência da posição e do número de fibras de vidro com arranjos unidirecionais ou entrelaçados, na resistência à fratura de próteses provisórias confeccionadas com uma mistura do polímero PEMA e o monômero n-butilmetacrilato. Pesquisaram também, o uso das fibras posicionadas na superfície oclusal dos preparos dos pilares, na superfície inferior do pântico e quando em ambas as posições. Confeccionaram próteses com vãos de 10, 17 e 19,5mm, concluindo que a utilização de fibras posicionadas na parte inferior do pântico associadas a um primeiro reforço localizado próximo à superfície oclusal dos pilares aumentou a resistência à fratura dos corpos de prova. A eficiência dos reforços foi mais evidente quando se utilizaram próteses com vãos mais extensos.

Keski-Nikkola *et al.* (2004) investigaram a resistência ao cisalhamento de uma resina laboratorial (Gradia®) a um compósito de fibras de vidro de reforço (FRC). O compósito de fibras de reforço foi ainda impregnado com monômero de resina dimetacrilato, fotopolimerizado e aplicado uma resina intermediária de monômero dimetacrilato. O comportamento adesivo da resina laboratorial ao compósito de fibras de reforço inicialmente fotopolimerizado foi comparado com a união ao compósito com mais tempo de polimerização, assim como a utilização de uma resina intermediária e seu tempo de tratamento (5 segundos e 5 minutos). A resistência ao cisalhamento foi determinada através dos espécimes secos e termociclados ( $n=6$ ). Os resultados mostraram diferenças significantes ( $p=0.042$ ) entre a resistência ao cisalhamento quando 5 segundos e 5 minutos de tratamento da resina intermediária foram comparados. A resistência ao cisalhamento mais elevada (21.0 MPa) foi encontrada nos substratos de FRC quando o substrato de FRC com mais tempo de polimerização foi tratado por 5 minutos com a resina intermediária e acondicionado a seco antes do teste. A termociclagem reduziu a resistência ao cisalhamento

e os resultados sugeriram que a aplicação de uma resina intermediária aumenta os valores de resistência ao cisalhamento da resina laboratorial ao FRC.

Garoushi *et al.* (2006), avaliando o efeito da variação da espessura de sub-estruturas de compósitos reforçados com fibras de vidro e da camada de resina de preenchimento particulada na capacidade de resistência à fratura de 336 espécimes com 3 mm de espessura, observaram um aumento na capacidade de absorção de carga de acordo com o aumento na espessura da fração do volume do compósito reforçado com fibras ( $p < 0.001$ ). A combinação de uma camada de 0.5 mm de espessura de fibra com uma camada de 2.5 mm de resina foi suficiente para proporcionar valores de cargas superiores (1462 e 1196 N) quando comparados ao espécime com 3 mm de espessura de resina (782 e 729 N).

Fais *et al.* (2006) avaliou o efeito da incorporação de fibras de vidro na resistência à reflexão e à ciclagem mecânica da resina acrílica. Foram confeccionados 64 corpos-de-prova de resina acrílica Dencor, divididos em quatro grupos: G1 - sem fibras e sem ciclagem (controle), G2 - sem fibras e com ciclagem, G3 - com fibras e sem ciclagem, G4 - com fibras e com ciclagem. Os corpos-de-prova foram confeccionados por meio de uma matriz metálica com dimensões internas iguais a 64 X 10 X 3,3 mm. Nos grupos G3 e G4 foi acrescentada fibras de vidro à resina durante sua manipulação. Após 48h de armazenamento dos corpos-de-prova em água destilada a 37°C realizou-se o ensaio mecânico na máquina MTS 810. Os grupos G2 e G4 foram submetidos à ciclagem mecânica (10.000 ciclos ininterruptos, 5 Hz e 80 N) e nos grupos G1 e G3 aplicou-se uma carga de 1 KN com velocidade de 5 mm/min. Uma diferença estatisticamente significativa foi observada comparando-se os grupos com e sem fibras, sendo o valor de  $p = 0,0002$ . Concluiu-se que a incorporação de fibras de vidro melhorou a resistência à flexão da resina acrílica, independentemente da realização de ciclagem mecânica.

Zandinejad *et. al.* (2006) Investigaram o efeito do preenchimento de cerâmica (cristais de leucita) e a porosidade do mesmo na propriedade mecânica de um compósito dental experimental e compararam com as propriedades dos compósitos com preenchimento com fibras de vidro convencionais. Os compósitos experimentais foram divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de preenchimento, quantidade e porosidade dos mesmos. Foram realizados testes de força elástica diametral, força flexural e módulo de flexão. Os resultados mostraram que um preenchimento mais forte e mais poroso tem um resultado positivo e significativo no aumento da força flexural. Não houve diferença significativa nos resultados dos testes de força elástica diametral entre os grupos e o módulo flexural foi afetado e aumentado com a utilização do preenchimento de cerâmica. Os autores também concluíram que o tipo de preenchimento alterou o grau de conversão do compósito, sendo elevado esse grau de conversão após a cura (polimerização) do mesmo.

Em 2007, Darwish *et al.*, comparando a resistência flexural de barras de resina composta indireta reforçadas com feixes de fibras de vidro em forma de “U” e cilíndricas com a mesma resina sem reforço, utilizando para isto cargas mecânicas estáticas e cíclicas sobre o efeito ou não do tempo (ciclagem térmica), observou que a análise estatística dos espécimes submetidos à cargas estáticas não mostraram diferenças significativas entre os envelhecidos e os não envelhecidos (controle), porém, entre os reforçados com fibras de vidro e os não reforçados houve uma diferença significativa ( $P < .001$ ). Para os espécimes carregados ciclicamente, o nível de confiança de 95 não mostrou diferenças estatísticas entre o grupo controle (não envelhecidos) e os envelhecidos, no entanto, uma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os espécimes reforçados e não reforçados com fibras de vidro, assim como entre os grupos submetidos à cargas mecânicas estáticas e cíclicas. Os autores concluíram que quando comparadas com resinas compostas indiretas



sem reforço, a adição de fibras de vidro é um método efetivo para aumentar a resistência flexural da resina testada.

Garoushi *et al.* (2007) procuraram determinar a resistência à fratura de próteses parciais fixas confeccionadas com uma resina composta experimental feita com curtas fibras de vidro de preenchimento e uma malha de polímero interpenetrada e compararam com próteses semelhantes confeccionadas com materiais existentes no mercado: Grupo A – confeccionada com apenas resina composta comercial (Sinfony dentina, 3M-ESPE, controle), Grupo B – Sinfony e sub-estrutura de compósito reforçado com fibra, Grupo C – confeccionada com apenas a resina composta experimental e Grupo D – confeccionada com a resina composta experimental, sendo que, com uma camada superficial de 1 mm de Sinfony. Os autores concluíram que as pontes fixas confeccionadas com o material experimental (resina composta feita com curtas fibras de vidro e preenchida por uma malha de polímero interpenetrada) tiveram a capacidade de carregamento de carga estatisticamente superior (2.171 N) quando comparado com as próteses confeccionadas com a resina composta convencional (1.482 N - controle) e similar quando comparadas com as próteses confeccionadas com sub-estrutura reforçada com fibra.

Xie *et al.* (2007) comparando a resistência à fratura por meio de termo-ciclagem de 48 pânticos de pré-molares superiores com diferentes infra-estruturas em próteses parciais fixas confeccionadas com compósito reforçado com fibras de vidro pré-impregnadas (Grupo A - Infra-estrutura reforçada com apenas duas fibras de reforço unidirecionais, Grupo B - Infra-estrutura reforçada com duas fibras de reforço unidirecionais e o pântico coberto com fibras de reforço multi-direcionais, Grupo C - Infra-estrutura reforçada com duas fibras de reforço unidirecionais e o pântico coberto com quatro pequenas fibras de reforço unidirecionais no sentido da infra-estrutura principal e Grupo D - Infra-estrutura

reforçada com duas fibras de reforço unidirecionais e o pântico coberto com uma pequena fibra de reforço unidirecional com angulação de 90° em relação à infra-estrutura principal) pôde observar que o grupo “D” se mostrou com a maior resistência quando carregado tanto na fossa oclusal quanto na cúspide palatina (2.353,8 N e 1.416,3 N) respectivamente, concluindo que as próteses parciais fixas confeccionadas com técnicas diretas permitiram uma alta resistência à fratura e que o desenho da infra-estrutura que promove o suporte do compósito nos pânticos contribui para a elevada capacidade de resistência à cargas até mesmo quando carregados em cúspides oclusais.

## 2.6 CARGAS OCLUSAIS

Do ponto de vista biomecânico, desde a introdução do conceito de osseointegração numa escala mundial em 1982, um dos princípios básicos aplicados às restaurações sobre implantes era de que o implante deveria ser protegido do impacto da função oclusal ou parafunção. Esses princípios foram descritos por Skalak em 1983 e 1985 e posteriormente revisados por Brunski em 1999. Evitar cerâmicas ou superfícies oclusais metálicas era um consenso universalmente aceito.

As cargas mecânicas suportadas por elementos dentários durante a mastigação e deglutição foram estudadas por Gibbs *et al.* (1981), que reportou cargas oclusais de 262N durante a mastigação normal e 297N durante a deglutição, podendo variar de acordo com o fator sexo, como demonstra Kiliaridis *et al.* (1993) e Waltimo *et al.* (1993), que relataram uma média de carga oclusal de 263N para homens e 243N para mulheres.

Behr *et al.* (2001), avaliando a resistência à fratura e adaptação marginal (máquina de teste universal Zwick e microscópio eletrônico de varredura respectivamente) de 36

coroas totais de molares confeccionadas com três tipos de compósitos reforçados com fibras (Vectris/Targis, FiberKor/Sculpture e BelleGlass/Connect) sob condições de estresse oral simulada (ciclagem térmica e cargas mecânicas), constataram que a mais alta resistência à fratura observada foi a dos sistemas com fibras de vidro (FiberKor/Sculpture  $1875N\pm596$ ; Vectris/Targis  $1726N\pm542$ ), embora estatisticamente, o sistema de Polietileno (BelleGlass/Connect  $1388\pm620$ ) não tenha sido significativamente menos resistente. De acordo com o autor, os três sistemas excederam a resistência à fratura requerida para suportar as forças mastigatórias esperadas na região de molares e, após a ciclagem térmica e às cargas oclusais, houve uma tendência à formação de “gaps” maiores e uma deteriorização significativa do cimento adesivo utilizado para o sistema de Polietileno (BelleGlass/Connect).

De acordo com Jemt (1991) e Turano (2002) a necessidade de proteger o implante de possíveis traumas oclusais e o desejo de simular o efeito amortecedor proveniente do ligamento periodontal dos dentes naturais foram observados como bases para o desenho de um sistema de implante dental bem sucedido. A percepção que a manutenção da osseointegração era dependente deste efeito amortecedor do material restaurador levou à complicações restauradoras freqüentes com próteses implanto-suportadas.

Ku *et al.* (2002), comparando a resistência à fratura de coroas metalocerâmicas convencionais à coroas metaloplásticas de incisivos centrais superiores confeccionadas com três tipos diferentes de cerômero (Artglass, Sculpture e Targis), por meio de uma máquina de teste universal, afirmou que apesar das limitações do ensaio clínico, coroas metalocerâmicas são significativamente mais resistentes à fratura que qualquer um dos três cerômeros testados, não havendo diferença significativa entre os três, tendo como média de

cargas suportadas pelas coroas metaloplásticas em cerômero os valores de 575N para o Artglass, 627N para a Sculpture e 627N para o Targis.

Em 2003, Behr *et al.* investigaram a influência de diferentes superfícies internas na resistência à fratura e na adaptação marginal de 24 coroas totais de molares reforçadas com fibras de vidro e cimentadas com cimento adesivo (Vectris/Targis). Dois grupos foram confeccionados com a estrutura interna de fibras de vidro diretamente adaptada na superfície dental, sendo que em um deles, o grupo controle, não foi realizado o jateamento com óxido de Alumínio ( $Al_2O_3$ ; 50  $\mu m$ ) e a aplicação do silano antes da cimentação adesiva. O terceiro grupo foi confeccionado com a deposição de uma fina camada (1mm de espessura) de material restaurador (targis) e, após a polimerização e sobre a mesma, foi adaptada a estrutura de fibras de vidro sob pressão à vácuo e modelado as coroas com o material restaurador Targis subsequentemente, ambos polimerizados independentemente. Após o processo de termociclagem e cargas mecânicas, a proporção de “margem perfeita” do grupo controle diminuiu significativamente na interface coroa/cimento. Para as variações com uma superfície interna de fibra ou uma superfície interna com uma camada de compósito, a adaptação marginal ou a resistência à fratura não diminuíram significativamente após o processo de envelhecimento (termociclagem e cargas mecânicas), concluindo que a camada superficial interna do da coroa de molares confeccionadas com reforço de fibras de vidro podem ser cobertas tanto com uma estrutura de fibra de vidro como com uma camada de compósito, podendo ambos os métodos alcançar alta resistência à fratura e razoáveis adaptações marginais.

Ellakwa *et al.* (2003), comparando a resistência à fratura por compressão axial de 40 coroas de pré-molares superiores confeccionadas com compósito (BelleGlass®) e reforçadas com diferentes fibras de reforço (Grupo A – sem fibras de reforço, Grupo B -

fibras de polietileno, Grupo C - fibras de vidro S-glass® e Grupo D - fibras de vidro Stick net®) concluíram que a média de carga requerida (kN) para causar fratura foram as seguintes: Grupo A 2.0kN, Grupo B 2.4kN, Grupo C 2.7kN e Grupo D 2.7kN. Os resultados não mostraram diferenças significativas entre os grupos.

Cho *et al.* (2004), avaliando a adaptação marginal de diferentes terminos e a resistência à fratura de coroas unitárias sem metal e reforçadas com fibras de reforço (Targis®Vectris®) concluíram que os “gaps” marginais foram significativamente maiores para os terminos em chanfro do que para os em ombro, no entanto, a resistência à fratura dos espécimes com término em chanfro foi maior do que os espécimes com término em ombro. A média de carga de fratura para todas as coroas, não levando em consideração o tipo de término da restauração, foi de 1646 N. A superfície de fratura das coroas revelaram falhas de adesividade e 3 tipos de falhas coesivas (fratura do Targis e Vectris, fratura do Targis com uma rachadura na camada do Vectris e o esmagamento sem fratura).

Lehmann *et al.* (2004), através de um estudo *in-vitro*, avaliaram o efeito do reforço por fibras, do estresse físico e dos métodos de cimentação na resistência à fratura de coroas Sinfony® sem metal. Noventa e seis terceiros molares humanos extraídos receberam uma preparação padronizada, para tais, 48 coroas não reforçadas (Sinfony®) e 48 coroas reforçadas (Sinfony-Vectris®) foram confeccionadas restaurando o contorno original dos elementos dentários. Vinte e quatro espécimes de cada tipo de coroa foram cimentadas com a utilização tanto de cimento de ionômero de vidro quanto de cimento resinoso. Trinta e duas coroas (um terço) foram acondicionadas em umidade por 48 horas. Outro terço foi exposto a 10.000 ciclos térmicos entre 5°C e 55°C e o terço restante foi tratado com ciclagem térmica e cargas mecânicas consistindo de 1.2 milhões de cargas axiais de 50N. As coroas foram então verticalmente carregadas com uma esfera até sua fratura. 50% das

coroas Sinfony® e Sinfony-Vectris® cimentadas com cimento de ionômero de vidro amoleceram após a ciclagem térmica, mostrando uma redução significativa dos valores da resistência à fratura de coroas Sinfony® cimentadas com ionômero de vidro [de 2037 N para 1282 N ( $P=.004$ )]. O reforço por fibras aumentou significativamente a resistência à fratura de 1555 N para 2326 N ( $P=.001$ ). A resistência mínima de fratura foi acima de 600 N. Os autores concluíram que a resistência à fratura de coroas sem metal Sinfony® foi aumentada significativamente com a utilização de fibras de reforço e o tipo de cimentação pode ser recomendado para evitar falhas de cimentação.

Schindler *et al.* (2005), utilizando a eletromiografia (EMG) para investigar quando o músculo masseter mostra ativações diferenciais sob condições experimentais nas quais simulam forças mastigatórias durante as atividades de presa e cisalhamento mostraram que a intensidade relativa de ativação do músculo masseter, com relação a outras regiões, muda de acordo com a tarefa a ser executada pela mandíbula. Em outras palavras, as regiões musculares demonstraram mudanças heterogêneas do modelo de EMG para diversas tarefas motoras. A resultante das forças horizontais de mordida nas várias posições mandibulares foram de similar magnitude; aproximadamente  $\frac{1}{2}$  a  $\frac{1}{4}$  da resultante vertical máxima de força de mordida ( $447 \pm 112$  e  $665 \pm 283$  N) foi gerada dependendo da direção da força e da posição mandibular. Dependendo da posição mandibular, a resultante média de forças para a força de mordida horizontal variaram entre  $141 \pm 49$  e  $176 \pm 97$  N (anterior),  $194 \pm 71$  e  $215 \pm 57$  N (posterior),  $157 \pm 75$  e  $168 \pm 55$  N (lateral), e  $154 \pm 63$  e  $175 \pm 66$  N (medial).

### 3 PROPOSIÇÃO

- a) Avaliar a resistência à fratura e a deformação máxima de rompimento de coroas totais de primeiros pré-molares superiores confeccionadas com resina composta laboratorial reforçadas com fibras de reforço sobre pilares UCLA em titânio.
- b) Avaliar a resistência à fratura e a deformação máxima de rompimento de coroas totais de primeiros pré-molares superiores confeccionadas com resina composta laboratorial sobre infra-estruturas metálicas com superfície lisa.
- c) Avaliar a resistência à fratura e a deformação máxima de rompimento de coroas totais de primeiros pré-molares superiores confeccionadas com resina composta laboratorial sobre infra-estruturas metálicas com retenções adicionais em sua superfície.
- d) Analisar e classificar os tipos de fraturas apresentadas pelos espécimes quando da utilização das diferentes infra-estruturas.

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 CONFECCÃO DA BASE DE PROVA

Para a obtenção da base de prova foi confeccionado primeiramente um bloco de gesso tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Indústria e Comércio – Rio de Janeiro – RJ – Brasil) de 3,4cm x 2,4cm x 1,8cm com um análogo de implante (Neodent – Implante osseointegrável – Curitiba – PR.) com plataforma de 4.1mm de diâmetro posicionado ao centro com o auxílio de um delineador (Bio-art 1000N – Indústria e comércio de máquinas e aparelhos para o uso em odontologia – São Carlos – SP – Brasil) e um parafuso para transferente de arrasto, garantindo assim a estabilização do análogo perpendicularmente ao plano de inserção (Figura 01).



Figura 01. Posicionamento do análogo no modelo de gesso

Após a obtenção do bloco em gesso, foi confeccionada uma estrutura em resina acrílica incolor (VIP - Ind. Com. Exp. E Imp. de produtos odontológicos Ltda. –



Pirassununga – São Paulo – SP - Brasil) e unida a um transferente de arrasto de implante com sistema anti-rotacional (Neodent – Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) para futura estabilização do mesmo no molde, evitando que o transferente rotacione no interior do molde durante a fixação do implante (Figura 02). Essa moldagem de transferência (Figura 3) foi realizada com o intuito de evitar a formação de uma plataforma côncava, devido à contração da resina utilizada na confecção da base de prova, na superfície de assentamento das matrizes de padronização de resina composta laboratorial na base-de-prova (Figuras 10D e 16).



Figura 02. Transferente e sua estrutura para estabilização

O conjunto bloco de gesso-análogo foi moldado com silicona industrial azul (Borracha azul PS – Redelease – São Paulo – SP - Brasil) com o auxílio de um anel de silicone para fundição (JON Comércio de Produtos Odontológicos - São Paulo – SP - Brasil) e um transferente de arrasto para implantes (Neodent – Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) (Figura 03).

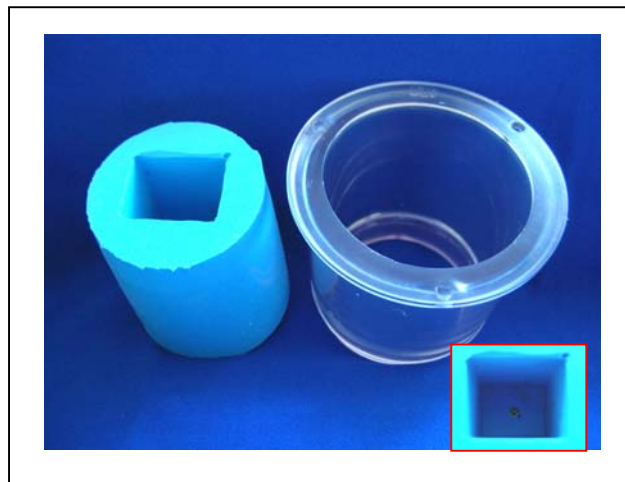


Figura 03. Molde em silicona industrial azul e anel para fundição utilizado para a moldagem de arrasto.

Com a realização da moldagem de arrasto, moldagem que incorpora o transferente de implante em seu interior, um implante de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento (Neodent – Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) foi fixado ao transferente da moldagem com o uso de seu parafuso para fixação e, no interior da mesma, inserido a resina acrílica auto-polimerizável transparente (Resina cristal 1.0#08-Redelease produtos para indústria Ltda.-São Paulo-SP-Brasil) para que assim, obtivéssemos a base de prova. Após confecção da base de prova, dois orifícios de 3 milímetros de diâmetro foram confeccionados com a utilização de uma broca esférica nº 8 (Busch – Busch and Company – Alemanha) para baixa rotação e uma ponta de óxido de alumínio com extremidade arredondada (Edenta AG Dental Produtos – São Paulo – SP – Brasil), servindo como guias de orientação das futuras matrizes de resina laboratorial (Figura 4).

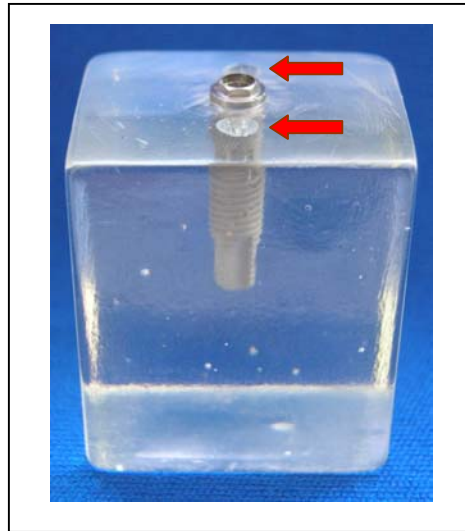


Figura 04. Base de prova e guias de orientação (setas).

#### 4.2. OBTENÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

Foram utilizados 30 componentes protéticos (UCLA), sendo 10 pré-fabricados em titânio comercialmente puro (Ti c.p.) e 20 de plástico calcinável, todos com sistema anti-rotacional (Neodent- Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) (Figura 05).



Figura 05. Componentes UCLA em titânio e em plástico calcinável respectivamente com seus parafusos de fixação

Os 10 componentes UCLA em titânio (grupo 3) foram utilizados como infra-estrutura metálica para as restaurações totais em resina laboratorial indireta (Art-Glass® - Heraeus/Kulzer - Alemanha) com reforço de fibras de vidro (FibrexLab-coronal® - Ângelus® - Odonto-lógica Ind. Ltda. – Londrina – PR – Brasil), sendo para isso confeccionadas progressivamente com o uso de matrizes de padronização de espessura e forma antes da inserção das fibras de reforço e após (Figura 06).

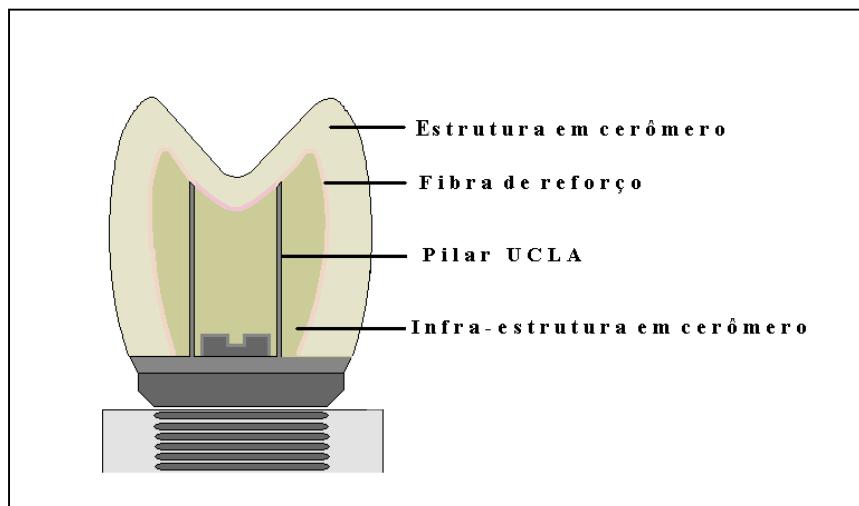


Figura 06. Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre o pilar UCLA com a infra-estrutura de fibras de vidro (Grupo 3)

Os 20 componentes UCLA de plástico foram utilizados para a confecção de 20 infra-estruturas metálicas fundidas em níquel-cromo com suas anatomias padronizadas. As 20 infra-estruturas foram restauradas com resina indireta sendo que, 10 infra-estruturas foram restauradas sem modificações (grupo 1 – controle – Figura 07) e nas outras 10, foram realizadas retenções adicionais nas faces vestibular e palatina das infra-estruturas antes da restauração (grupo 2 – Figura 08).

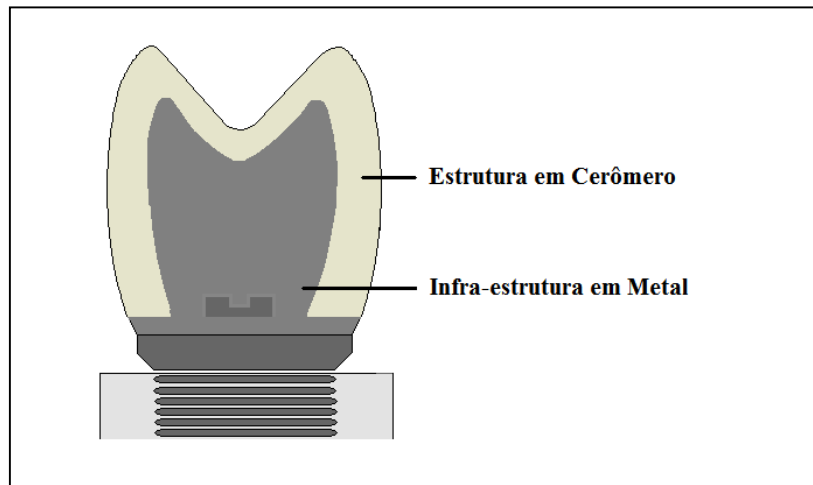


Figura 07. Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre a infra-estrutura metálica sem modificações (Grupo 1)

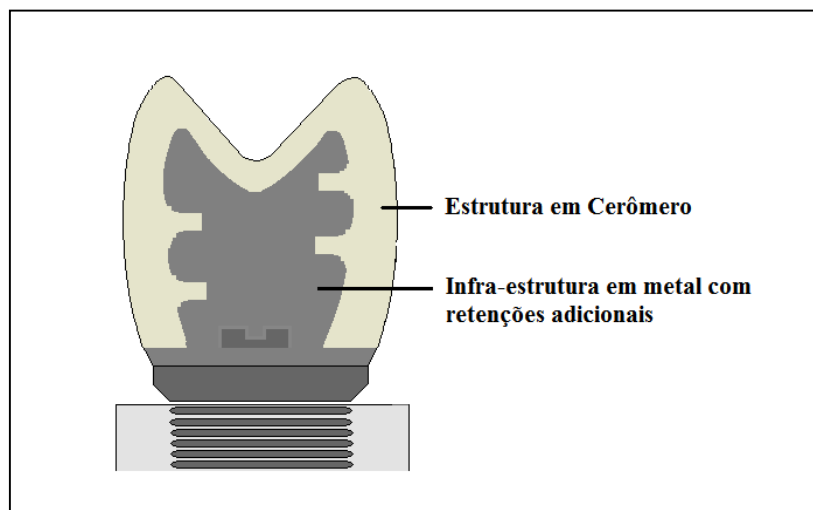


Figura 08. Desenho esquemático da restauração total em cerômero sobre a infra-estrutura metálica com modificações (Grupo 2)

#### 4.2.1 Enceramento da infra-estrutura metálica e da anatomia do 1º pré-molar superior.

Os enceramentos foram realizados com cera para escultura em esferas azul (Schuler Dental – Ulm - Alemanha) tanto para a infra-estrutura metálica quanto para a anatomia do 1º pré-molar superior, sendo o último realizado de acordo com a anatomia do primeiro pré-molar superior baseada nas dimensões médias apresentadas no trabalho de Galan Jr. J. 1970 (V-L=8,655; M-D= 6,07 e G-O= 7,765), porém, a anatomia deste enceramento teve uma característica peculiar para o que se propunha, que seria o seu contorno oclusal, onde tivemos formas retilíneas, planas e divergentes no sentido vestibulo-lingual, para que ao separarmos a matriz ao meio, ela permitisse o preenchimento da mesma com resina indireta e posteriormente à sua montagem na base de prova e polimerização, a sua fácil remoção da matriz fosse possível, não possuindo assim nenhum tipo de retentividade, propiciando a inclusão e desinclusão do material empregado sem qualquer interferência, permitindo assim sua padronização (Figura 09).

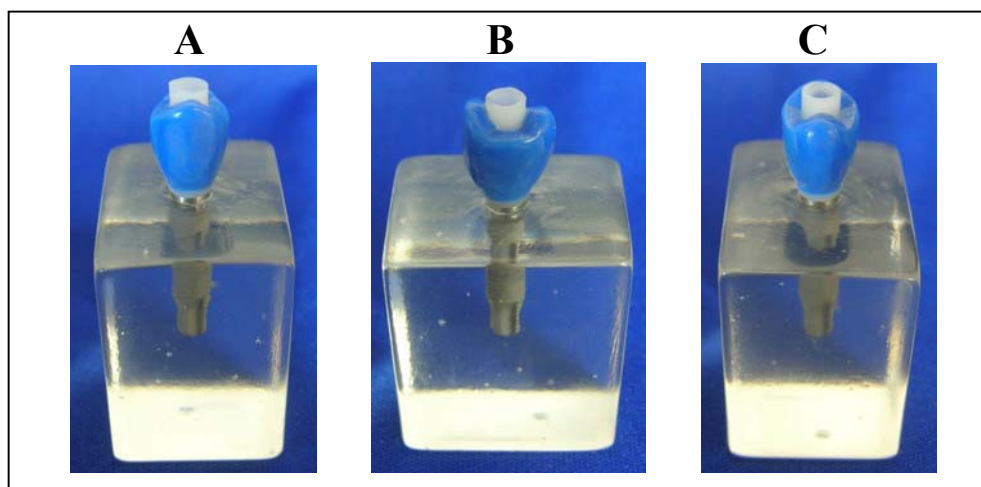


Figura 09. Enceramento da anatomia do 1º pré-molar superior em um pilar UCLA calcinável fixado na base-de-prova. A – Vista vestibular; B – Vista Lateral; C – Vista palatina

#### 4.2.2 **Matriz de inclusão de resina indireta para a duplicação anatômica do 1º pré-molar superior (Mir2).**

A matriz em questão foi utilizada para a padronização anatômica das restaurações em cerômero do 1º pré-molar superior. Após o enceramento do componente UCLA calcinável (figura 09), o componente UCLA encerado foi fixado à base de prova pelo seu parafuso de fixação; dois orifícios foram feitos na base de prova que serviram como guias de posicionamento da matriz depois de finalizada (Figura 11A); um cilindro de plástico confeccionado a partir de uma seringa de 10ml (BD-Plastipak – Becton Dickinson Ind. Cirur. Ltda. – Curitiba – PR - Brasil) foi posicionado centralmente ao conjunto base de prova/enceramento e fixado com cera pegajosa (Kota Indústria e Comércio Ltda. – São Paulo-SP-Brasil) à mesma. Feito a fixação do cilindro, foi realizado então a inserção de silicone industrial azul (Borracha azul PS – Redelease produtos para indústria Ltda. – São Paulo – SP - Brasil) e aguardado até o término de sua presa. Com a remoção do molde de silicone do cilindro (Figuras 10A e 10B), o mesmo foi então seccionado no sentido vestibulo-lingual do enceramento com o auxílio de uma lâmina para barbear (Gillette azul aço inox – Gillette do Brasil Ltda. – Manaus-AM-Brasil) (Figura 10C) e incluído em mufla para a duplicação das duas metades em resina acrílica termo-polimerizável incolor (VIP - Ind. Com. Exp. E Imp. de produtos odontológicos Ltda. – Pirassununga – São Paulo – SP - Brasil) (Figura 10D). Feito o acabamento e polimento da matriz, foram então realizados dois orifícios na porção superior de uma das metades e vaselinados para posterior inserção de resina acrílica auto-polimerizável incolor (VIP - Ind. Com. Exp. E Imp. de produtos odontológicos Ltda. – Pirassununga – São Paulo – SP - Brasil), sendo unidas as duas metades e confeccionado assim guias de encaixe na outra metade da matriz (Figura 11C).

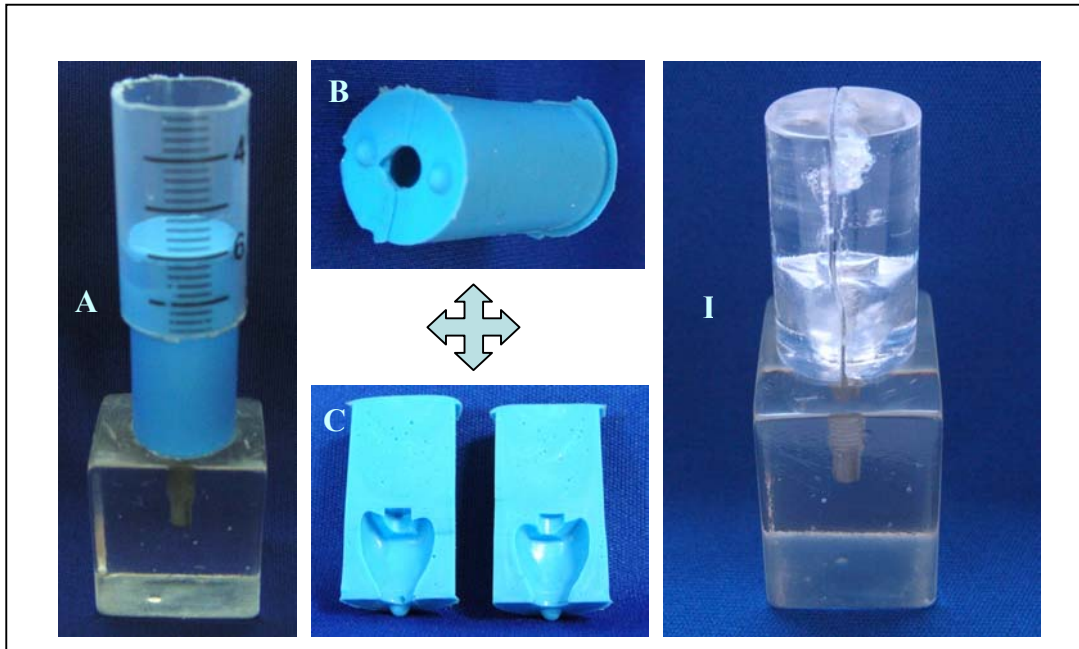


Figura 10. Sequência de confecção da “Mir2”. A - cilindro de plástico sendo removido da base-de-prova; B – molde em silicone; C – molde em silicone dividido ao meio; D – matriz em resina acrílica transparente posicionada na base-de-prova

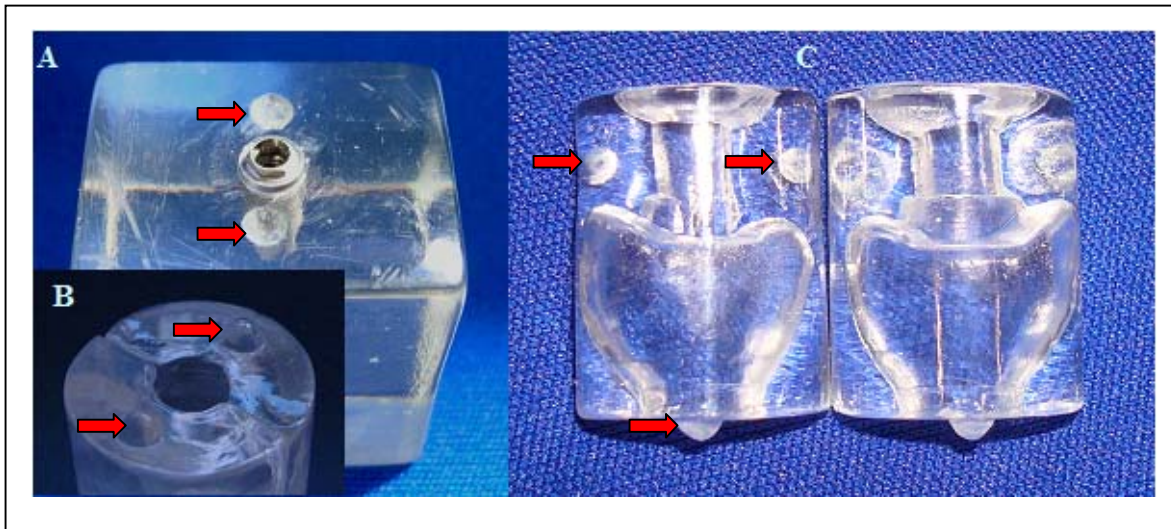


Figura 11. A - base-de-prova e matriz em resina acrílica transparente “Mir2” mostrando os guias de posicionamento (setas); B - base-de-prova e matriz em resina acrílica transparente mostrando os guias de encaixe (setas); C - secção da matriz mostrando os orifícios de encaixe (setas)



Após a confecção dos guias foi realizado uma canaleta nas duas metades da matriz, resultando assim em um orifício de acesso ao parafuso de fixação para posterior liberação da matriz após a polimerização da resina (Figura 12).



Figura 12. Orifício de acesso ao parafuso de fixação

#### 4.2.3 Matriz para o enceramento dos componentes UCLA para a infra-estrutura metálica em Níquel-Cromo (Mei).

Esta matriz foi utilizada para a padronização anatômica do enceramento dos pilares UCLA calcináveis para as infra-estruturas metálicas. Para a obtenção desta matriz, foi realizado primeiramente o enceramento regressivo a partir do enceramento da anatomia do 1° pré-molar superior, sendo utilizado para tal fim uma espátula de padronização de remoção de cera, removendo uma espessura uniforme de 2 mm de cera correspondente à espessura da resina laboratorial (CHO et al. 2004) (Figura 13).

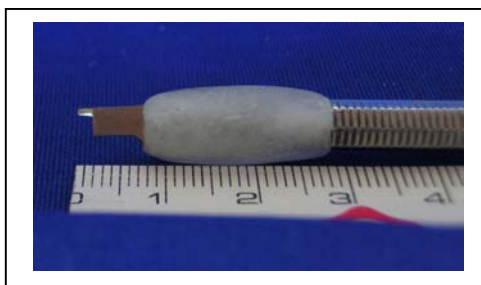


Figura 13. Espátula de padronização de remoção de cera

A estrutura foi fixada à base de prova por meio de seu parafuso de fixação. Tendo feito o enceramento regressivo, foi realizada a moldagem do conjunto modelo mestre/enceramento com silicona pesada utilizada em laboratório (ZetaLabor – Zhermack S.P.A.-Badia Polesine-Itália). Depois de tomado presa, a moldagem foi seccionada ao meio no sentido vestibulo-lingual e realizado na mesma uma canaleta de alimentação para posterior inclusão de cera para escultura azul em esferas (Schuler Dental – Ulm - Alemanha) derretida, obtendo assim 20 enceramentos de infra-estruturas padronizados (Figuras 14 e 15).



Figura 14. Secção do molde de silicona pesada com a inclusão de cera para escultura azul (Mei).

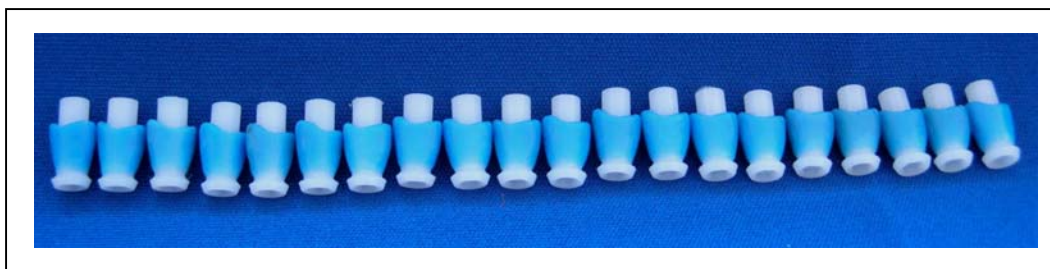


Figura 15. Vinte enceramentos de infra-estruturas sobre o pilar UCLA padronizados.

#### 4.2.4 Matriz de inclusão de resina laboratorial para a confecção da infra-estrutura (Mir1).

Esta matriz (Figura 16) foi realizada para a confecção da infra-estrutura em cerômero para a posterior inserção da fibra de reforço (FibrexLab-coronal® - Ângelus® - Odonto-lógica Ind. Ltda. – Londrina – PR – Brasil) de acordo com as indicações do fabricante. Após o enceramento regressivo do componente UCLA calcinável a partir do enceramento da anatomia do 1° pré-molar superior como descrito na confecção da matriz “Mei”, os procedimentos realizados para a confecção desta matriz foram os mesmos utilizados para a confecção da matriz de inclusão de cerômero para a duplicação anatômica do 1° pré-molar superior “Mic2” (Figura 10).

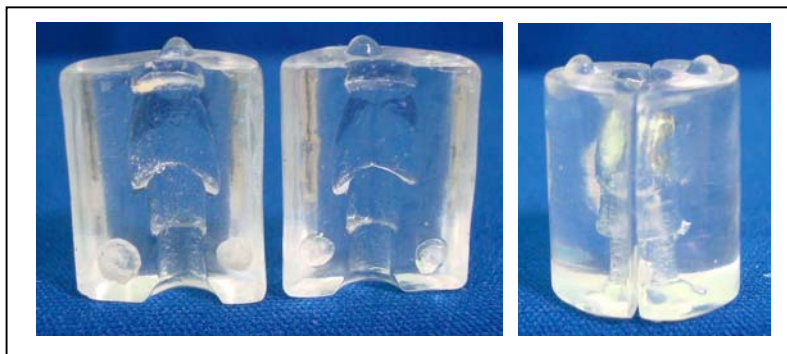


Figura 16. Matriz de inclusão de resina laboratorial para a confecção da infra-estrutura (Mir1)

### 4.3 INCLUSÃO, FUNDIÇÃO E ACABAMENTO.

Foram incluídos 10 corpos-de-prova por anel de inclusão de silicona número 6 com capacidade para 500g (Dentaurum, Pforzheim – Alemanha). Sobre a superfície livre dos corpos-de-prova foi unido um canal de alimentação em cera (Dentaurum, Pforzheim – Alemanha) de 3 mm de diâmetro. Estes por sua vez foram ligados a base formadora de cadinho por um triângulo com os ângulos arredondados, da mesma cera, com diâmetro de 5mm.

Todo o conjunto foi pulverizado com o líquido umectante Waxit (Degussa AG – Hanau - Pforzheim – Alemanha) com o intuito de se diminuir a tensão superficial. Em seguida, o anel de inclusão foi adaptado à base e preenchido sob vibração com revestimento para alta temperatura (Termocast® - Polidental Ind. e Com. Ltda. – Cotia – SP - Brasil), o qual, para se evitar a formação de bolhas, foi espatulado manualmente por 10 segundos e mecanicamente à vácuo por 60 segundos de acordo com as especificações do fabricante em um espatulador/inclisor elétrico à vácuo (Multivac 4 – Degussa AG – Hanau – Alemanha) e na proporção de 80ml de líquido para 500g pó.

Passados os 40 minutos necessários para a cristalização do revestimento o bloco foi solto do anel de silicona e da base formadora de cadinho e então levado ao forno para a expansão do revestimento, eliminação de cera e plástico calcinável. O forno foi pré-programado, o bloco de revestimento posicionado com a abertura para baixo, permitindo assim a eliminação de cera e plástico calcinável sem sua contaminação por impurezas. Após a eliminação da cera, o anel foi levado à centrífuga, as pastilhas de metal em Níquel-Cromo (Fit-Cast-SB-Plus – Talladium do Brasil Ltda. – Curitiba – PR – Brasil) foram

fundidas no cadinho e então foi liberada a centrífuga para a inclusão do metal no anel através da força centrífuga.

Após a desinclusão, os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum (Dentaurum J.P. Winkelstroeter KG – Pforzheim – Alemanha ) e cada infra-estrutura foi jateada com óxido de alumínio de granulação 100 $\mu$ m e pressão 60Lb/pol<sup>2</sup>. No caso de bolhas positivas, as mesmas foram cuidadosamente removidas com o auxílio de uma lupa de 4X de aumento (Bioart - Indústria e comércio de máquinas e aparelhos para o uso em odontologia – São Carlos – SP – Brasil), uma broca transmetal (Maillefer Instruments AS – Ballaigues - Suíça) e uma caneta de alta rotação (Kavo do Brasil S/A indústria e comércio Ltda.- Joinville-SC-Brasil). O acabamento e polimento foram conduzidos de forma convencional, utilizando-se discos de óxido de alumínio de granulação regular e borrachas abrasivas. Para preservar as interfaces protéticas, foram utilizados protetores para polimento (CNB – Neodent) e ao final do processo de acabamento foi realizado o jateamento com óxido de alumínio de granulação fina (50  $\mu$ m).



Figura 17. Infra-estrutura lisa em níquel-cromo

#### 4.3.1 Confeção de retenções adicionais

Para a realização das retenções adicionais foi confeccionado primeiramente uma base de assentamento com um análogo de implante centralizado em gesso tipo IV (Herostone – Vigodent S/A Indústria e Comércio – Rio de Janeiro – RJ – Brasil) para as infra-estruturas metálicas (figura 18).



Figura 18. Base de assentamento da infra-estrutura

Após o acabamento, foram realizados 4 cortes horizontais com intervalo de 3mm entre eles nas faces vestibulares e palatinas em 10 infra-estruturas metálicas, para tanto, foi utilizado um motor de bancada (Kavo K4 Plus - Kavo do Brasil S/A indústria e comércio Ltda.- Joinville-SC-Brasil), um disco de carborundum (Dentorium – Nova York – NY – EUA) de 1 milímetro de espessura, uma plataforma de assentamento e corte confeccionada com lâminas de madeira em MDF e Silicone de condensação Denso (Clonage® - DFL Ind. e Com. S.A. – Rio de Janeiro – RJ - Brasil) para delimitar o assentamento do motor (figura 19).

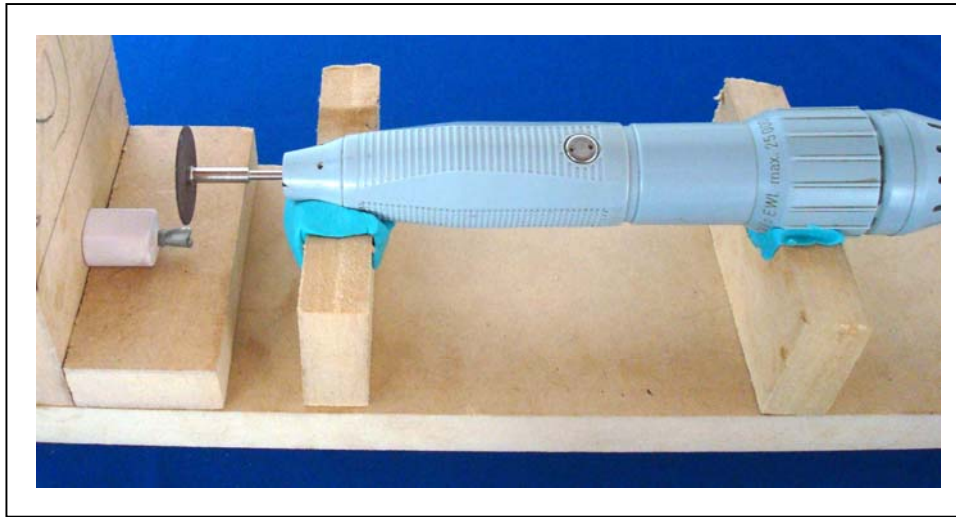


Figura 19. Plataforma de assentamento para padronização dos cortes na infra-estrutura metálica.

Após os cortes, foi realizado o arredondamento das arestas das fendas com o auxílio de uma ponta de acabamento em óxido de alumínio (Dura-White®– Shofu – Menlo Park – Califórnia - EUA) com o intuito de minimizar o efeito de “cunha” das arestas do metal, em seguida, foi realizado o jateamento com óxido de alumínio.



Figura 20. Infra-estrutura com retenções adicionais

#### 4.4 DIVISÃO DOS GRUPOS

O grupo 1 (controle) foi obtido através de 10 infra-estruturas metálicas (Figura 17) fixadas sobre o implante da base de prova (Figura 04), sendo então realizada a aplicação da camada de opaco e subsequentemente a primeira camada de resina laboratorial indireta com a utilização de uma espátula de inserção de resina composta, ambos levadas ao polimerizador (Strobolux® - EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos-SP-Brasil) e polimerizados por um período de três minutos cada. A última camada de resina indireta foi levada ao polimerizador juntamente com a matriz de inclusão “Mir2” (figura 11C) para a duplicação anatômica do 1° pré-molar superior, padronizando assim a anatomia dos corpos-de-prova.

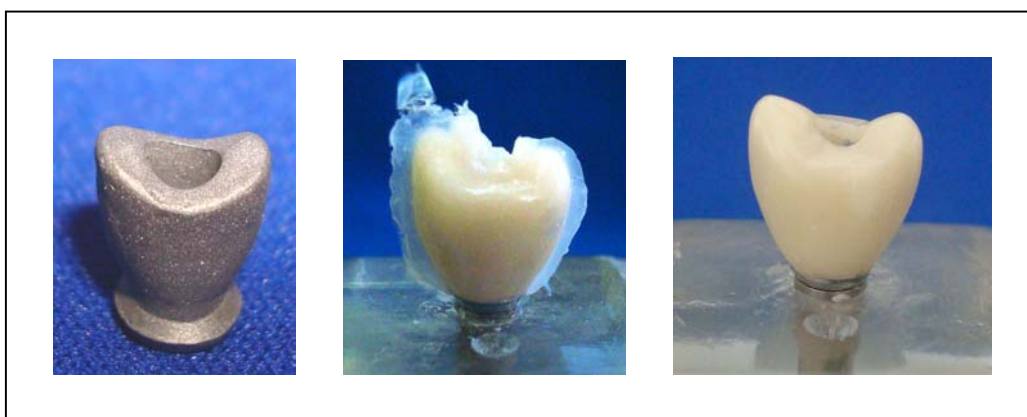


Figura 21. Sequência da esquerda para a direita de confecção do grupo 1

O grupo 2 foi obtido da mesma forma que o grupo 1, através de 10 infra-estruturas metálicas, porém, com retenções adicionais nas faces vestibulares e palatinas (Figura 20). As infra-estruturas foram fixadas sobre o implante da base de prova e em seguida realizadas



a aplicação das camadas de opaco e resina indireta, ambos levados ao polimerizador (Strobolux® - EDG Equipamentos e Controles Ltda – São Carlos-SP-Brasil) por três minutos cada camada.

O grupo 3 (figura 06), também com 10 corpos-de-prova em metaloplástica, foi obtido através de 10 UCLAs pré-fabricados em Titânio comercialmente puro (Ti c.p. - Neodent- Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) fixado sobre o implante da base de prova. Posteriormente à aplicação da camada de opaco e sua polimerização, com o auxílio da matriz “Mir1” (figura 14), foi preenchido a camada da infra-estrutura em resina indireta do UCLA de titânio, sendo a mesma levada ao polimerizador em conjunto com a base de prova até sua completa polimerização (3 minutos). O excedente da estrutura em titânio do pilar UCLA foi desgastado com o auxílio de uma broca transmetal (Maillefer Instruments AS – Ballaigues - Suíça) e uma caneta de alta rotação sob refrigeração, evitando assim o aquecimento do metal (Kavo do Brasil S/A indústria e comércio Ltda.- Joinville-SC-Brasil).

Após a polimerização da infra-estrutura, a mesma foi reforçada com uma manta de fibra de vidro de 2,3cm de diâmetro entrelaçadas e impregnada com resina composta (FibrexLab-coronal® - Ângelus® - Produtos Odontológicos Ltda. – Londrina – PR – Brasil) de acordo com as especificações do fabricante, envolvendo assim a infra-estrutura. Logo após a polimerização da manta de fibra de vidro, foi feita a inserção das camadas subseqüentes de resina indireta, sendo a última, com o auxílio da matriz de inclusão de resina para a duplicação anatômica do 1º pré-molar superior “Mir2” (figura 11) e juntamente com a mesma, o conjunto matriz-resina-UCLA foi levado ao polimerizador para a polimerização final, sendo assim padronizada também a anatomia final dos corpos-de-prova.

Os canais para a inserção (2 mm de diâmetro) dos parafusos de fixação em Titânio (Neodent- Implante osseointegrável – Curitiba – PR - Brasil) de ambos os grupos foram fechados primeiramente com guta-percha (Odahcam-Dentispaly indústria e comércio Ltda.- Petrópolis-RJ-Brasil) e em seguida com resina composta (Z350® - 3M – Sumaré – SP - Brasil), seguindo a técnica padrão para a união entre resinas, no entanto, a polimerização da última camada foi realizada com o auxílio da ponta utilizada para o teste de compressão axial (3 mm de diâmetro), para tanto, foi posicionado o conjunto base-de-prova/prótese na base da máquina de ensaio, foi adicionado a última camada de resina composta no canal de inserção do parafuso de fixação, a ponta esférica foi lentamente posicionada até que entrasse em contato com as vertente das cúspides vestibulares e palatinas da restauração, moldando assim a última camada de resina de acordo com o formato da ponta esférica, evitando deste modo o deslize da mesma no momento do ensaio. A última camada moldada com a ponta esférica foi polimerizada com a utilização de um aparelho fotopolimerizador (DMC Equipamentos Ltda. – São Carlos – SP - Brasil), delimitando assim o encaixe da ponta antes do início do ensaio.

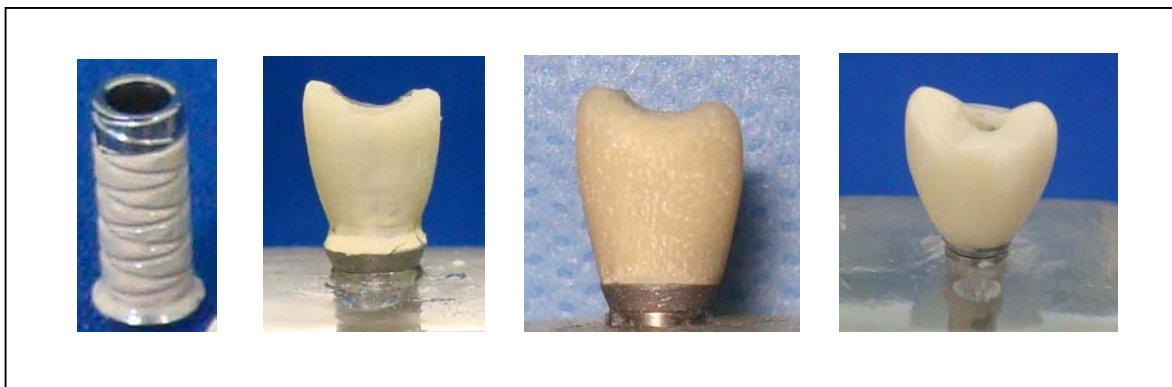


Figura 22. Sequência da esquerda para a direita de confecção do grupo 3 (pilar UCLA – infra-estrutura em resina – reforço com fibras-de-vidro – restauração final



Figura 23. Infra-estruturas metálicas com a camada de opaco aplicada

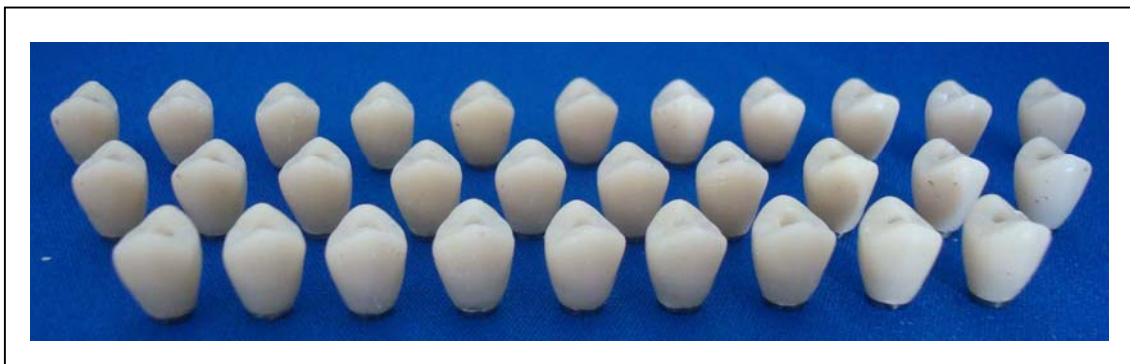


Figura 24. Corpos de prova confeccionados

#### 4.5 TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA POR COMPRESSÃO

Os testes de resistência à fratura por meio de compressão axial (figura 25) foram realizados em uma máquina de ensaios universal (Emic DL2000, Alfa Ltda., São Paulo, SP), regulada numa velocidade de deslocamento vertical de 0,5mm/min (BURMANN *et al.* 2003; ORTEGA *et al.* 2004; FRANÇA *et al.* 2005), utilizando-se a célula de carga modelo Trd 24 com capacidade de carga de até 2000Kg. A transmissão foi realizada por intermédio de uma esfera de aço com 3mm de diâmetro (AUSIELLO *et al.*, 1997; BRUNTOM, 1999;

ORTEGA *et al.*, 2004), que entrou em contato com as vertentes internas das cúspides vestibulares e lingual simultaneamente. As forças necessárias para fraturar as restaurações foram registradas e os resultados analisados.



Figura 25. Fotografia do teste de compressão axial

Após a coleta dos dados estes foram tabulados e submetidos a análise estatística pelo programa BioEstat 5.0. O teste utilizado foi ANOVA com significância de 5%.

## 5 RESULTADOS

Após a realização dos procedimentos experimentais, como descritos na metodologia, os dados foram tabulados e analisados estatisticamente através da análise de variância (ANOVA) com critério de significância de 5%, para se verificar estatisticamente o comparativo dos grupos experimentais entre eles e o grupo controle. A média dos valores obtidos, além de dados da estatística básica descritiva, é apresentada abaixo (Tabela 01 e 02).

Tabela 01 – Valores individuais de resistência à fratura (N), média e desvio padrão dos 3 grupos restaurados.

<b>Corpo de prova</b>	<b>Grupo 1 (Metal liso)</b>	<b>Grupo 2 (Metal c/ retenção)</b>	<b>Grupo 3 Fibra de Vidro</b>
<b>C-01</b>	787.06	910.2	909.69
<b>C-02</b>	656.69	723.34	954.46
<b>C-03</b>	1118.4	647.04	1003.2
<b>C-04</b>	1008.5	680.8	1027.1
<b>C-05</b>	944.3	699.06	672.88
<b>C-06</b>	759.85	1216.8	999.07
<b>C-07</b>	933.11	754	936.21
<b>C-08</b>	1112.2	786.55	575.4
<b>C-09</b>	1272.9	897.11	1241.4
<b>C-10</b>	825.47	1036.6	xxx
<b>Mínimo</b>	656.69	647.04	575.4
<b>Máximo</b>	1272.9	1216.8	1241.4
<b>Mediana</b>	938.7	770.27	954.46
<b>Média</b>	941	835	924
<b>Desvio Padrão</b>	190.39	181.01	196.57

xxx – Corpo-de-prova excluído da análise estatística devido apresentar um valor excessivamente discrepante quando comparado com os corpos-de-prova do seu grupo e dos demais.

Tabela 02 – Valores individuais de deformação (mm), média e desvio padrão dos 3 grupos restaurados.

Corpo de prova	Grupo 1 (Metal liso)	Grupo 2 (Metal c/ retenção)	Grupo 3 Fibra de Vidro
C-01	0.64343	0.80083	0.62155
C-02	0.74612	0.62519	0.40944
C-03	0.40963	0.39773	0.48008
C-04	0.63364	0.28198	0.49774
C-05	0.3935	1.0049	0.74651
C-06	0.34321	0.73806	0.7062
C-07	0.37796	0.78663	0.39715
C-08	0.52058	0.64112	0.33457
C-09	0.61291	0.55993	0.48161
C-10	0.6321	0.67356	xxx
<b>Mínimo</b>	0.3432	0.282	0.3346
<b>Máximo</b>	0.7461	1.0049	0.7465
<b>Mediana</b>	0.5667	0.6573	0.4816
<b>Média</b>	0.53	0.65	0.52
<b>Desvio Padrão</b>	0.14	0.2	0.14

Nos gráficos 02 e 03 estão registrados as médias dos valores da resistência à fratura e da deformação dos grupos estudados respectivamente, onde não foi encontrado diferença estatisticamente significativa entre elas ( $p= 0.5812$  e  $p= 0.1743$ ).

Gráfico 02 - Comparação entre as médias de resistências à fratura (N).

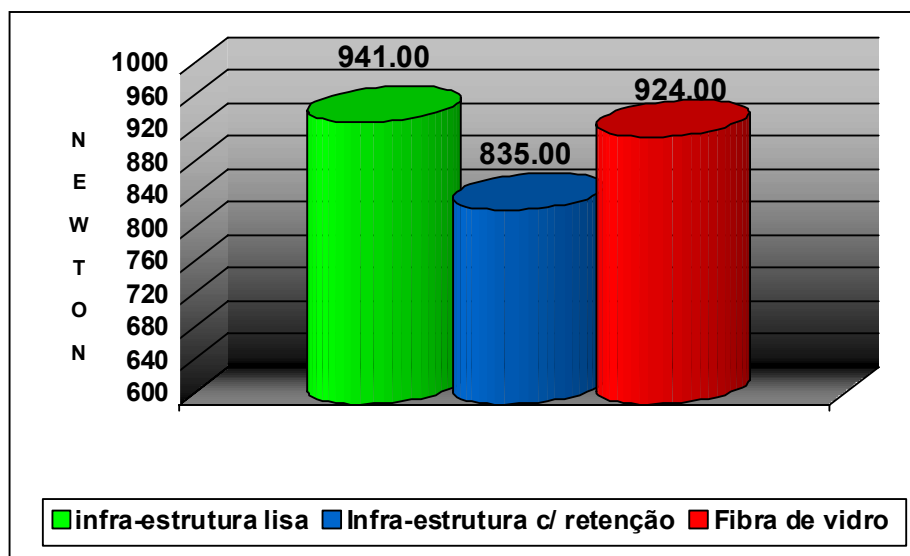
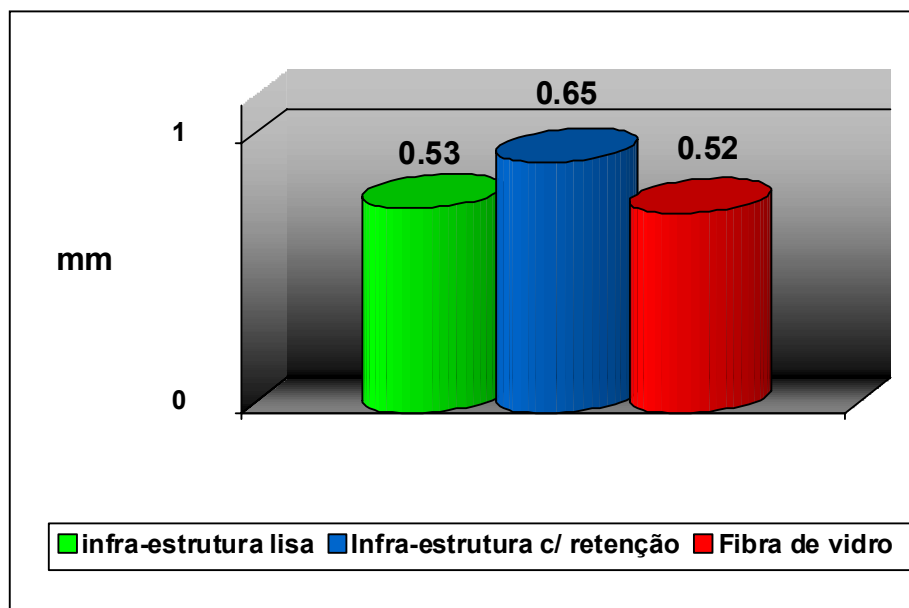


Gráfico 03 - Comparação entre as médias de deformação (mm)



Nas figuras (26, 27 e 28) estão demonstrados exemplares de padrão de fratura que ocorreram nos corpos de prova dos grupos 1, 2 e 3 respectivamente. Pode-se observar claramente que os padrões exibidos pelos corpos de prova com infra-estrutura em metal lisa ou com retenções (Grupo 1 e 2) foram fraturas parciais adesivas na sua totalidade, onde 100% das fraturas ocorreram nas cúspides palatinas, ao contrário do que ocorreu no grupo com apenas o pilar UCLA e a malha de fibras de vidro (Grupo 3), onde podemos observar um padrão de fratura parcial coesiva em 100% dos corpos de prova.



Figura 26. Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com infra-estrutura em metal lisa



Figura 27. Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com infra-estrutura em metal com retenções



Figura 28. Padrão de fratura apresentado pelos corpos de prova com o pilar UCLA e a malha de fibras de vidro



## 6 DISCUSSÃO

Neste estudo foi possível analisar como ocorre a compressão de próteses unitárias sobre implante confeccionadas com uma resina laboratorial e a sua resistência à fratura (DEN HARTOG 1972; COSTA, 1974; ANUSAVICE, 1998) dependendo da infra-estrutura metálica e com a utilização de um reforço interno com fibras de vidro entrelaçadas e impregnadas com resina composta. Ambos as restaurações tiveram seus canais de inserção dos parafusos de fixação restaurados com resina composta devido não apenas por ser a técnica utilizada corriqueiramente na clínica odontológica como também pelo possível aumento na resistência à fratura destas próteses como observado por Torrado *et al.* (2004).

Durante a avaliação entre restaurações cerâmicas e de resinas compostas indiretas, Dietschi e Spreafico (1997) e Leinfelder (1997) deixaram bem claro que as restaurações estéticas com resinas compostas indiretas em dentes posteriores representam alternativas viáveis no tratamento restaurador, pois apresentaram benefícios nos seguintes parâmetros: conveniência dos procedimentos clínicos, praticidade dos procedimentos laboratoriais, potencialidade de reparo, viabilidade de correções intra-orais, possibilidade de polimento após desgaste oclusal, resistência ao desgaste do material restaurador quando comparado com as resinas compostas convencionais e de dentes antagonistas, módulo de elasticidade, friabilidade, coeficiente de expansão térmica, eficiência dos procedimentos de adesão, estabilidade química, biocompatibilidade e custo. Outro estudo que corrobora com tais afirmações foi o de Koczarski (1998), onde reafirmou algumas das vantagens das resinas laboratoriais em relação às resinas para restaurações diretas que incluem uma grande elasticidade, alta resistência à fratura, estética, estabilidade de cor, de fácil reparo intra-oral, alto grau de conforto mastigatório, abrasão similar à estrutura do dente natural e a

compatibilidade com a maioria das ligas metálicas dentais, o que faz deste material um aliado potencial no processo restaurador sobre implantes, motivos estes que nos fizeram avaliar o comportamento dos mesmos perante uma compressão axial (Tabelas 1 e 2).

Ao se tratar de absorção de cargas da resina laboratorial e sua possível amortização devido à sua baixa rigidez quando comparado às cerâmicas, o que traria benefícios ao complexo prótese-estrutura óssea, a revisão da literatura mostra que segundo Skalak (1983), Davis, Rimrott e Zarb (1988), Gracis et al. (1991), Inan e Kesin (1999) e Çiftçi e Canay (2000), que o comportamento viscoelástico de uma resina acrílica para revestimento oclusal seria suficiente para retardar a transmissão da força e diminuir o seu pico, entretanto, de acordo com Naert et al. (1992), Cibirka et al. (1992), Papavasiliou et al. (1996), Sertgoz (1997), Sendyk (1998), Stegaroiu et al. (1998), Merickske-Stern et al. (2000), Duyck *et al.* (2000), Bassit, Lindstrom e Rangert (2002) e Markarian (2005) esse retardo na transmissão de forças às estruturas protéticas não foi observado.

Soumeire e Dejou (1999), ao verificar a capacidade de uma resina composta, de uma liga de ouro e de uma cerâmica absorver tensões quando aplicados sobre uma prótese sobre implante, verificaram que a liga de ouro transmitiu a maior força no menor tempo. Já a resina composta não reduziu a amplitude da força de impacto quando comparada à cerâmica, entretanto, o tempo para o pico de força foi mais longo para a resina do que para a cerâmica, talvez pela possível deformação do material resinoso quando comparado à cerâmica.

Markarian (2005), que utilizou uma resina composta como revestimento oclusal, também não encontrou diferenças significantes quando comparada ao metal. A resina não provocou qualquer alteração na transmissão da força. O autor presumiu então que, a resina composta seria muito rígida para evidenciar esse fenômeno, e que deveria utilizar um

material com uma menor rigidez para observá-lo (KIRSH 1983; LILL *et al.* 1988; HORSHAW; BRUNSKI 1988; McGLUMPHY *et al.* 1989; BRUNSKI 1999; AKPINAR, ANIL e PARNAS 2000), como o EVA (Ethyl-vinil-etileno), porém, nem a magnitude nem o tempo de transmissão da força foram alterados pela utilização do EVA, que apresentou uma grande deformação, em comparação aos demais materiais para poder dissipar a força sobre ele aplicada. Os resultados deste estudo vão de encontro aos de Van Rossen *et al.* (1990), que determinaram pelo método dos elementos finitos que a variação do módulo de elasticidade de um pilar intermediário protético entre 0,15 (IME) 110 GPa (titânio) não induziu a diferentes tensões após a aplicação de uma força sobre um implante osseointegrado. Contrariando esses resultados, Richter (1989) propôs que a interposição de um material menos rígido na prótese aproximaria a biomecânica dos implantes à dos dentes. Confirmou essa teoria em um estudo posterior, no qual verificou uma redução de 20 vezes nas tensões geradas em um modelo sob cargas axiais (RICHTER; ORSCHALL, 1990).

Carvalho, Pereira e Ramos (2002), ao simularem os efeitos da interposição de um elastômero sobre um implante unitário pelo método de elemento finito, verificaram um padrão de distribuição de tensões semelhantes ao sistema convencional, porém, com atenuações em algumas regiões do implante. Em estudo subsequente, Carvalho, Vaz e Simões (2003) verificaram por meio de um ensaio de impacto sobre implantes instalados em uma mandíbula humana que houve uma diminuição nos picos de força transmitida, porém, nos estudos de Markarian *et al.* (2005) a deformação dos materiais ocorreu de forma coerente com a sua rigidez, dada indiretamente pelo módulo de elasticidade dos materiais, ou seja, o EVA se deformou mais que os demais materiais, seguido da resina composta e do metal. Ao contrário do que afirmou Skalak (1983), esta propriedade não influenciou na

transmissão de cargas ao implante dentário. Este achado vai de encontro aos resultados de Çiftçi e Canay (2001) que verificaram por meio de uma análise por elemento finito que a maioria das deformações em próteses sobre implantes ocorre nos materiais oclusais com menor rigidez, que induzem tensões proporcionais nas estruturas metálicas.

Pela análise de alguns estudos como demonstrado na Tabela 03, observa-se que os benefícios biomecânicos das resinas nem sempre foram comprovados pela literatura, sendo que em muitos estudos, outros materiais se mostraram mais eficientes. Aparentemente não existe uma razão óbvia para essa diversidade de resultados, porém, a falta de consenso entre os autores denota que os resultados não são conclusivos. Uma das razões poderia ser a diversidade de metodologias e a falta de padronização entre elas.

Tabela 03 - Estudos comparativos entre as propriedades biomecânicas de materiais oclusais utilizados em implantodontia.

Autor	Metodologia	Carga	Diferenças	Materiais Testados
Markarian (2005)	ivt - fotoelasticidade	E	N	M, RC
Bassit, Lindstrom e Rangert (2002)	iv - extensômetro	O	N	P, RA
Duyck <i>et al.</i> (2000)	iv - extensômetro	O	N	M, RA
Mericske-Stern (2000)	lv - transdutor	O	N	R, P
Çiftçi e Canay (2000)	s - fem		S	M**, P**, RA*, RC, RCM, C
Soumeire e Dejou (1999)	ivt - transdutor	I	N	M, P, RCM
Inan e Kessin (1999)	ivt - fotoelasticidade	E	S	M*, P**, RA, RC, C
Stegaroiu e Kusakari (1998)	s - fem	E	S	M, P, RA**, RC
Sendyk (1998)	s - fem		N	P, C
Sertgoz (1997)	s - fem		S	P*, RA, RC
Papavasilou <i>et al.</i> (1996)	s - fem		N	M, P, RA
Cibirka e Razzoog (1992)	ivt - extensômetro	E	N	M, P, RA
Hobkirk e Psarros (1992)	iv - transdutor	O	N	P, RA
Gracis e Nicholls (1991)	ivt - transdutor	I	S	M, P, RA*, RCM*
Davis e Rimrott (1988)	s - fem	I	S	P, RA*

(\* ) melhor resultado biomecânico, (\*\*) pior resultado biomecânico, ( S ) com diferenças biomecânicas, ( N ) sem diferenças biomecânicas, ( I ) Forças de impacto, ( E ) forças estáticas, ( O ) oclusão, ( X ) não especificado, ( Iv ) in vivo, ( Ivt ) in vitro, ( S ) simulação computacional, ( fem ) método dos elementos finitos.

científicas correspondentes, o que pode ser notado nas afirmações de Skalak (1983), Sheets e Earthman (1993), Misch (2000) e Spiekermann (2001).

A utilização de próteses em resina durante o período inicial de carregamento de implantes faz parte do protocolo de cargas progressivas proposto por Misch (2000). Um único trabalho a respeito da eficácia desse protocolo foi encontrado, no qual Rotter, Blackwell e Dalton (1996) verificaram um aumento da estabilidade secundária de implantes submetidos a carregamento progressivo, por meio de um aparelho (Periotest), porém, como nos estudos dos autores foram utilizadas apenas próteses em resina acrílica, não foi possível avaliar a influência de materiais oclusais diferentes. Entre os estudos realizados *in vivo*, não foi possível detectar diferenças entre as forças transmitidas por próteses em resina acrílica e outros materiais como metal ou porcelana (HOBKIRK; PSARROS, 1992; DUYCK *et al.*, 2000; MERICSKE-STERN *et al.*, 2000; BASSIT; LINDSTROM; RANGERT, 2002). Ainda, um acompanhamento clínico prospectivo de 509 pacientes implantados, demonstrou também não haver uma correlação entre a incidência de falhas clínicas de implantes osseointegrados e os materiais oclusais (NAERT *et al.*, 1992).

A utilização de reforço com fibras de vidro vem crescendo a cada dia e está evidente na literatura que isso se deve ao aumento na resistência à flexão e à fratura demonstrados em diversos estudos envolvendo resinas acrílicas e compostas, diretas e indiretas (OSMAN; OWEN 1993; GEGAUFF; WILKERSON 1995; VALLITU; VOJTKOVA; LASSILA 1995; VALLITTU; NARVA 1997; VALLITTU 1998; NOHRSTROM; VALLITTU; YLLURPO 2000; BEHR *et al.* 2001a; BEHR *et al.* 2001b; ELLAKWA *et al.* 2003; BEHR *et al.* 2003; CHO *et al.* 2004; KESKI-NIKKOLA *et al.* 2004; LEHMANN; EICKEMEYER; RAMMELSBERG 2004; FAIS *et al.* 2006; GAROUSHI *et al.* 2007). Garoushi *et al.* (2006), avaliando o efeito da variação da

espessura de sub-estruturas de compósitos reforçados com fibras de vidro e da camada de resina de preenchimento particulada na capacidade de resistência à fratura de 336 espécimes com 3 mm de espessura, observaram um aumento na capacidade de absorção de carga e na resistência à fratura de acordo com o aumento na espessura da fração do volume do compósito reforçado com fibras ( $p < 0.001$ ). Neste trabalho houve um aumento na espessura de resina laboratorial no grupo 3 (fibras de vidro), pois este grupo continha apenas o pilar UCLA como infra-estrutura, sendo o restante preenchida com resina laboratorial, porém, não observamos diferença significativa no aumento da resistência à fratura ( $p > 0.05$ ) quando comparado com os grupos 1 e 2, onde tivemos uma menor espessura de resina laboratorial (Gráfico 01).

Fais *et al.* (2006), avaliou o efeito da incorporação de fibras de vidro na resistência à reflexão e à ciclagem mecânica de uma resina acrílica e demonstrou que a incorporação de fibras de vidro melhorou a resistência à flexão da resina acrílica, independentemente da realização ou não de ciclagem mecânica. O mesmo fez Darwish *et al.* (2007), quando, ao realizar um estudo similar ao de Fais *et al.* (2006), comparando a resistência flexural de barras de resina composta indireta reforçadas com feixes de fibras de vidro em forma de “U” e cilíndricos com a mesma resina sem reforço, concluíram que quando comparadas com resinas compostas indiretas sem reforço, a adição de fibras de vidro é um método efetivo para aumentar a resistência flexural da resina testada.

Ku *et al.* (2002), comparando a resistência à fratura de coroas metalo-cerâmicas convencionais à coroas metalo-plásticas de incisivos centrais superiores confeccionadas com três tipos diferentes de cerômero (Artglass, Sculpture e Targis), afirmou que apesar das limitações do ensaio clínico, coroas metalocerâmicas são significativamente mais resistentes à fratura que qualquer um dos três cerômeros testados, não havendo diferença

significante entre os três, no entanto, a média de cargas suportadas pelas coroas metalo-plásticas em cerômero (575N para o Artglass, 627N para a Sculpture e 627N para o Tagis), excederam as forças normais de oclusão reportadas por Gibbs *et al.* (1981), que reportou cargas oclusais de 262N durante a mastigação normal e 297N durante a deglutição e Schindler *et al.* 2005, que estudou a resultante de forças horizontais (141 ± 176 N protrusão, 194 ± 215 N retrusão e 157 ± 168 N lateralidade), assim como por Kiliaridis *et al.* (1993) e Waltimo *et al.* (1993), que relataram uma média de carga oclusal de 263N para homens e 243N para mulheres.

Os valores médios de cargas suportadas pelas coroas metalo-plásticas encontrados neste estudo (924 N para as próteses confeccionadas apenas com cerômero e fibra de vidro, 941 N para as próteses confeccionadas com cerômero e infra-estrutura metálica lisa e 835 N para as próteses confeccionadas com cerômero e infra-estrutura metálica com retenções adicionais – Tabelas 1 e 2) também superaram os valores encontrados por Gibbs *et al.* (1981), Kiliaridis *et al.* (1993) e Waltimo *et al.* (1993) assim como os de Ku *et al.* (2002), possivelmente pela incorporação da malha de fibra de vidro, que aumentou consideravelmente a resistência à fratura dos corpos de prova. Quando feito a avaliação estatística da resistência à fratura, não se verificou diferença significativa entre os três grupos ( $p = 0.5812$ ), levando-nos a reforçar os benefícios de dois dos parâmetros estudados por Dietschi e Spreafico em 1997 (conveniência dos procedimentos clínicos e praticidade dos procedimentos laboratoriais), principalmente quando levado em consideração que as próteses unitárias feitas com a utilização apenas do pilar UCLA e reforçadas com uma malha de fibra de vidro podem ser confeccionadas em algumas horas, fator este muito importante quando levado ao dia-a-dia da clínica odontológica, aonde temos pacientes cada vez mais preocupados com disponibilidade de tempo para o seu tratamento, assim como

com o stress de diversas consultas para moldagens, ajustes e prova de restaurações metalocerâmicas ou metaloplásticas confeccionadas com infra-estruturas metálico-fundidas.

As restaurações metaloplásticas deste estudo, quando comparados os valores médios demonstrados nos estudos acima Gibbs *et al.* (1981), mostraram ser capazes de suportar cargas mecânicas acima das suportadas pelos dentes naturais (899.63 N), mesmo sendo estas restaurações, totais em resina laboratorial e sem uma infra-estrutura metálica para dar-lhes apoio (924 N). Muitos podem ser os fatores para tais resultados, dentre eles, a capacidade de deformação da resina laboratorial (MARKARIAN 2005), possivelmente dissipando forças que atuariam na fratura das restaurações. Quanto à deformação sofrida pelos corpos de prova, não houve diferença significativa ( $p = 0.1743$ ) entre os grupos avaliados, motivo pelo qual acreditamos que a malha de fibra de vidro sobre uma primeira camada de resina laboratorial tenha atuado como uma infra-estrutura, potencializando assim a resistência à fratura do grupo confeccionado apenas com os pilares UCLA. Outra observação feita durante os testes foi a da não ruptura total dos corpos de prova do grupo confeccionado com fibras de vidro, provavelmente pela união química entre as camadas de resina, sua resistência flexural e à incorporação das fibras que, apesar de terem sido introduzidas em momentos distintos, atuou como um elo de união entre as camadas, fazendo dos corpos de prova, restaurações de massa única, diferente dos corpos de prova com infra-estruturas metálicas, nos quais a resina uniu-se ao metal apenas mecanicamente, sendo assim, corpos de prova de duas massas (metal-resina), fato comprovado pela ruptura total dos corpos de prova, incluindo a camada de resina opaca, Portanto, fica claro o potencial clínico da utilização de resinas compostas laboratoriais na confecção de próteses unitárias sobre implantes.



## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- a) Não existe diferença significativa na resistência à fratura e deformação entre a utilização de infraestruturas metálicas, com e sem retenção e de fibra de vidro quando revestidas com resina composta laboratorial.
- b) As fraturas apresentadas pelos espécimes com infra-estruturas fundidas em níquel-cromo apresentaram em sua totalidade fraturas parciais adesivas enquanto que no grupo com infra-estruturas com fibras-de-vidro o tipo de fratura foi a parcial coesiva.
- c) A resina composta laboratorial suporta forças acima das encontradas na mastigação indiferente do tipo de reforço utilizado, podendo ser indicada para confecção de próteses unitárias sobre implante.

## REFERÊNCIAS\*

Abrahamsson I, Berflundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J. Clin. Periodontol.* 1998 Sep, 25(9): 721-7.

Adell R.; Lekholm U.; Rockler B.; Branemark P.I.. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.* 1981, 10(6): 387-416.

Akpinar I; Anil N; Parnas L. A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *J. Oral Rehabil.* 2000; 27(6): p. 538-545.

Anusavice KJ. *Materiais dentários.* Guanabara-Koogan 10<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro:. 1998.

Ausiello P; De Gee AJ; Rengo S; Davidson CL. et al. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *Amer. J. Dent.* 1997; 10(5): p. 237-241.

Barbosa GAS. Estudo comparativo do ajuste pilar implante quando da utilização de pilares UCLA em plástico por diferentes laboratórios de prótese dentária no processamento de uma mesma prótese clínica. [Dissertação]. Urbelândia/UFU: 2003.

Barzilay I; Myers ML; Cooper LB. Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 59: p. 131-137.

Bassit R.; Lindstrom H.; Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. *The Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(1): p. 17-23.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo a base de dados MEDLINE.

Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crown on their fracture resistance and marginal adaptation. *J. Dent.* 2001; 29: p. 187-196.

Behr M; Rosentritt M; Lang R; Chazot C; Handel G. Glass fibre-reinforced-composite fixed partial dentures on dental implants. *J Oral Rehab.* 2001; 28: p. 895-902.

Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaption fo all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int. J. Prosthodont.* 2003; 16: p. 538-539.

Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *Int. J. Prosthodont.* 1990; 3(4): p. 153-159.

Bertolotti, RL. A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures. *Quintessence Int.*, 1997; 28(7): p. 437-439.

Bidez MW; Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J. Oral Implantol.* 1992; 18(3): p. 264-274.

Braden M. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. *Brit. Dent. J.* 1988; 164(20): P. 109-113.

Brunski JB. Biomechanics of oral implants: juture research directions. *J. Dent. Educ.* 1988; 52(12): p. 775-787.

Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv. Dent. Res.* 1999; 13: p. 99-119.

Bruntom PA. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin bonded restorative materials. *J. Prosth. Dent.* 1999; 82(2): p.167-171.

Burmann PA; Cardoso PEC; Valandro LF; Casagrande L. Resistência à fratura de pré-molares humanos restaurados por diferentes materiais adesivos. *Cienc. Odontol. Bras.* 2003; 6(1): p. 75-81.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 80(2): p. 182-192.

Callegari-Jaques SM. *Bioestatística: princípios e aplicações.* Porto Alegre: Artmed, 2003.

Carvalho L.; Vaz MA; Simões JA. Determination of strains due to impact loads on a mandible. *Acta of Bioengineering and Biomechanics.* 2003; 4(1): p. 801-802.

Carvalho L; Pereira JA; Ramos A. Sistema de implante dentário não convencional: um estudo numérico preliminar. In: Goicolea JM, Editor. *Métodos numéricos en ingeniería V.* España: Semni; 2002.

Cho L; Choi J; Yi YJ; Park CJ. Effect of finish line variants on marginal accuracy and fracture strength of ceramic optimized polymer/fiber-reinforced composite crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2004; 91(6): p. 554-560.

Cibirka RM; Razzoog ME; Lang BR; Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(3): p. 361-364.

Çiftçi Y; Canay S. Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthesis using different veneering materials. *Int. J Prosthodont.* 2001; 14(5): p. 406-411.

Çiftçi Y; Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed restorations. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15: p. 571-582.

Costa EV. Curso de resistência dos materiais – com elementos de grafostática e de energia de deformação. São Paulo: Biblioteca Universitária; 1974.

Costa LCS, Pegoraro LF, Bonfante G. Influence of different metal restorations bonded with resin on fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars. *J. prosth. Dent.* 1997; 77(4): p. 365-369.

Darwish MA; Hurley RK; Drummond JL. Flexure strength evaluation of a laboratory-processed fiber-reinforced composite resin. *J. Prosthet. Dent.* 2007; 97(5): p. 266-270.

Davis DM; Rimrott R; Zarb GA. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(4): p. 275-280.

Den Hartog JP. Vibrações nos sistemas mecânicos. São Paulo: Edgard Blucher; 1972.

Dietschi D; Spreafico R. Conceitos atuais para o tratamento estético de dentes posteriores. 1ª ed., São Paulo, Quintessence editora Ltda., 1997. 140p.

Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67(3): p. 417-419.

Duke ES. The introduction of a new class of composite resins: ceromers. *Compend Cont Educ Dent.* 1999; 20(3): p. 246-7.

Duyck J; Van Oosterwyck H; Sloten JV; De Cooman M; Naert I. Influence of prosthesis material on the loading of implants that support a fixed partial prosthesis: In vivo study. *Clin Impl Dent Relat Res.* 2000; 2(2): p. 100-109.

Ekstrand K, Ruyter E, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methylmethacrylate): properties under dry and wet conditions. *J. Biomed. Mater. Res.* 1987; 21(9): p. 1065-1080.

Ellakwa A; Thomas GD; Shortall ACC; Marquis PM; Burke FJT. Fracture resistance of fiber-reinforced composite crown restorations. *Am. J. Dent.* 2003; 16: p.375-380.

Fais LMG, Pinelli LAP, Silva RHBT, Segalla JCM, Marce, Canhizares C. Efeito da ciclagem mecânica sobre a resistência flexural de resinas acrílicas reforçadas por fibras de vidro. *Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo.* 2006; 11(2): p. 253-262.

Feinman RA. Restoration fo the maxillary arch: polyglass-bonded-to-metal prosthesis. *Laboratory Digest*, 1996; summer: p. 16-17. Apud Itinoche MK; Kimpara ET; Bottino MA; Neiser MP; Oyafuso DK. Resistência ao cisalhamento entre ligas metálicas e materiais compostos para revestimento estético: cerômero e polímero de vidro. *Pós-Grad. Rev. Fac. Odontol. São José dos Campos* 1999; 2(2): p.1-13.

França FMG; Worschech CC; Paulillo LAMS; Martins LRM; Lovadino JR. Fracture resistance of premolar teeth restore with different filling techniques. *The J. Contemp. Dent. Pract.* 2005; 6(3): p. 1-7.

Freilich MA; Duncan JP; Alarcon EK; Eckrote KA; Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2002; 88: p. 449-54.

Gaggl A; Schultes G. Biomechanical properties in titanium implants with integrated manteinnce free schock absorbing elements. *Biomaterials.* 2001; 22: p. 3061-3066.

Galan Jr. J. Contribuição ao estudo das principais dimensões dos dentes humanos permanentes, de leucodermas brasileiros, em ambos os sexos. Rev. Bras. Odont. 1970; 27(163).

Garoushi S; ; Vallittu PK; Lassila LVJ. Use of short fiber-reinforced composite with semi-interpenetrating polymer network matrix in fixed partial dentures. J. Dent. 2007; 35: p. 403-408.

Garoushi S; Lassila LVJ; Tezvergil A; Vallittu PK. Load bearing capacity of fibre-reinforced and particulate filler composite resin combination. J. Dent. 2006; 34: p. 179-164.

Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light and chemical-initiated provisional restoration resins. Int. J. Prosthodont. 1995; 8(1): p. 62-68.

Gibbs CH; Mahan PE; Lundeen HC; Brehnan K; Walsh EK; Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent. 1981; 46: p. 443-449.

Gilbert BJ. Full mouth reconstruction utilizing fiber-reinforced framework and Ceromer restorations in combination with pressed ceramic technology. New México Dent. J. 1997; 48(6): p. 6-10.

Gracis SE; Nicholls JI; Chalupnik JD; Yuodelis RA. Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. Int J Prosthodont. 1991; 4(3): p. 282-291.

Grant AA, Greener EH. Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resins. Aust. Dent. J. 1967; 12(2): p. 29-33.

Gutteridge DL. The effect of including ultra-high modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. Brit. Dent. J. 1988; 164(19): p. 177-180.

Haack JE. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(5): p. 529-536.

Harrington, E. et al. Toothbrush-dentifrice abrasion. *Brit. Dent. J.* 1982; 153(4): p.135-138.

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

Hobkirk JA; Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(3): p. 345-352.

Horshaw SJ; Brunski JB. Mechanical testing of dental implants with and without intramobile elements. *J Dent Res.* 1988; 67(especial issue): p. 314.

Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. *J. Dent. Technol.* 196; 13(3): p. 30-37.

Ibara L, Delgado RJM, Pimenta LA, Mariotto LA. Cerômeros: avaliação da microdureza superficial, efeito de marcas comerciais. *Ver. Cienc. Odontol.* 2001; 4(4): 27-33.

Inan O; Kesin B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant. Dent.* 1999; 8(3): p. 311-316.

Jorgensen, KD. Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. *Scand. J. dent. Res.* 1980; 88(6): 557-568.



Keski-Niilola MS; Alander PM; Lassila LVJ; Vallittu PK. Bond strength of Gradia® veneering composite to fibre-reinforced composite. *J. Oral Rehab.* 2004; 31: p. 1178-1183.

Kiliaridis S; Kjellberg H; Wenneberg B; Engstrom C. The relationship between maximal bite forces, bite force endurance and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* 1993; 51: p. 323-331.

Kirsch A. The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol.* 1983; 11(2): p. 197-210.

Koczarski MJ. Utilization of ceromer inlay/onlay for replacement of amalgam restorations. *Pract. Periodont. Aesthet Dent.* 1998; 10(4): p. 405-412.

Kolbeck C; Rosentritt M; Behr M; Lang R; Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. *J. Oral Rehab.* 2002; 29: p. 668-674.

Ku CW; Park SW; Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J. Prosthet. Dent.* 2002; 88(2): p. 170-175.

Lehmann F; Eickemeyer G; Rammelsberg P. Fracture resistance of metal-free composite crowns-Effects of fiber reinforcement, thermal cycling and cementation technique. *J. Prosthet. Dent.* 2004; 92(3): p. 258-264.

Leinfelder KF. New development in resin restorative systems. *J Am Dent. Assoc., Chicago.* 1997; 128: p. 573-581.

Lewis SG, Beumer J, Hornburg WP. The UCLA abutment. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1988; July/Sep 3(3): p. 183-189.

Lewis SG, Beumer J, Hornburg WP. Single tooth implant supported restorations. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(4): p. 25-30.

Lewis SG; Llamas D; Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J. Prosthet. Dent.* 1992; 67: p. 509-515.

Lill W; Matejka M; Rambousek K; Watzek G. The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int. J. Oral Maxillofac Implants.* 1988; 3(4): p. 281-286.

Lugassy, AA, Greener, EH. An abrasion resistance study of some dental resins. *J. dent. Res.* 1972; 51(4): p.967-989.

Markarian RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos-Análise fotoelástica e dinâmica. *Dissertação Mestrado*]. 107p: 2005: .

McGlumphy EA; Campagni WV; Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J. Prosthet. Dent.* 1989; 62(5): p. 586-593.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J. Prosthet. Dent.* 2001; 85: p. 61-66.

Mericske-Stern R; Venetz E; Fahrlander F; Burgin W. In vivo force measurements on maxillary implants supporting a fixed prosthesis or an overdenture: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(5): p. 535-547.

Minto AMP; Dinelli W; Nonaka T; Thomé LHC. Estudo comparativo da resistência à fratura de pré-molares superiores íntegros e restaurados com amálgama aderido. *Pesqui. Odontol. Bras.* 2002; 16(2): p. 121-126.

Misch CE. Progressive loading of bone with implant prostheses. *J. Dent. Symp.* 1993; 1: p. 50-53.

Misch CE. Carregamento progressivo do osso. In: *Misc CE Implantes Dentários Contemporâneos*. São Paulo: Ed. Santos; 2000. cap. 20: p. 595-608.

Mondelli J. e cols. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J. prosth. Dent.* 1980; 43(4): p. 419-422.

Mondelli J. e cols. Cross-splinting a weakened tooth with a horizontal pin: a new method. *J. prosth. Dent.* 1987; 57(4): p. 442-445.

Mondelli RFL. e cols. Fracture strength of weakened human premolars restored with amalgam with and without cusp coverage. *Amer. J. Dent.* 1998; 11(4): p. 181-184.

Muñoz Chávez OF, Hoepfner MG. Cerômeros: a evolução dos materiais estéticos para restaurações indiretas. *J. Bras. Odont. Clin.* 1998; 2(11): p. 21-28.

Naert I; Quiryman M; van Steenberghe D; Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992; 67(2): p. 236-245.

Nohrstrom TJ, Vallittu PK, Yllurpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance on interim fixed partial dentures. *Int. J. Prosthodont.* 2000; 13(1): p. 72-78.

Noyes DH; Solt CW. Relationship between “tooth mobility” and “mechanical mobility of theeth”. *J. Periodontol.* 1972; 43(5): p. 301-303.

Oliveira FC, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. *J. Amer. Dent. Ass.* 1987; 115(1): p. 57-60.

Ortega VL; Pegorara LF; Conti PCR; DoValle AL. Evaluation of fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with ceromer or heat-pressed ceramic inlays and fixed with dual-resin cements. *J. Oral Rehab.* 2004; 31: p. 393-397.

Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J. Prosthet. Dent.* 1993; 70(1): p. 94-96.

Papavasiliou G; Kamposiora P; Bayne SC; Felton DA. Three-dimensional finite element analysis the stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J. Prosthet. Dent.* 1996; 76(6): p. 633-640.

Pegoraro LF; Valle AL; Araújo CRP; Bonfante G; Conti PCR; Bonachela V. *Prótese Fixa*. Brasil: Editora Artes Médicas; 2001: 203-218.

Pensler AV; Bertolotti RL; Miller D. Building laminate veneers and fixed bridges with polymer glass technology. *Compendium* 1997; 18(7): 712-718.

Rahbeeni R; Osman YI. Aesthetic reconstruction with fiber-reinforced polymerceramic crowns: a case study. *South Amer. Dent. J.* 2005; 60(9): p. 376-378

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet. Dent.* 1989; 61(5): p. 602-609.

Richter EJ; Orschall B; Jovanovic SA. Dental implant abutment resembling the two phase tooth mobility. *J Biomech.* 1990; 4: p. 297-306.

Rotter BE; Blackwell R; Dalton G. Testing progressive loading of endosteal implants with the Periotest: a pilot study. *Implant. Dent.* 1996; 5(1): p. 28-32.

Scolaro JM; DoValle AL; Araujo CRP; Gasque KCS. Resistência de união entre cerômero e metal: uma comparação utilizando três tipos de tratamento superficial do metal e ciclagem térmica. Rev. FOB 2002; 10(1): p. 43-49.

Schindler HJ; Turp JC; Blaser R; Lenz J. Differential activity patterns in the masseter muscle under simulated clenching and grinding forces. J. Oral Rehab. 2005; 32: p. 552-563.

Sendyk CL. Distribuição de tensões nos implantes osseointegrados – Análise não linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [Tese Doutorado]. São Paulo/USP. 1998.

Sertgoz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in na implant-supported fixed prosthesis. Int. J Prosthodont. 1997; 10(1): p. 19-27.

Sheets CG; Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: Evidence and a gypotheis for the occurrence. J Prosthet Dent. 1993; 70: p. 513-520.

Simamoto Júnior PC. Análise do ajuste implante/pilar ucla no processamento de próteses fixas de diferentes configurações, soldadas por brasagem e laser [Dissertação Mestrado]. Uberlândia/UFU: 2004.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J. Prosthet. Dent. 1983; 49(6): p. 843-848.

Soumeire J; Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials use don implants. J Oral Rehabil. 1999; 26: p. 394-401.

Spiekermann H. Atlas colorido de implantologia. Porto Alegre; Artes Médicas. 2001.

Stegaroiu R; Kusakari H; Nishiyama S; Miyakawa O. Influence of prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13(6): p.781-790.

Torrado E; Ercoli C; Mardini MA; Graser GN; Tallents R; Cordaro L. A comparison of the procelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J. Prosth. Dent.* 2004; 91(6): p. 532-537.

Touati BE. Excellence with simplicity in aesthetic dentistry. *Int. Aesthet. Chronic.* 1997; 9(7): p. 806-812.

Touati BE; Aidan N. Second generation laboratory composite resin for indirect restorations. *J Esth Dent.* 1997; 9(3): p. 108-118.

Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fibre composite. *J. Oral Rehabil.* 1995; 22(4): p. 257-261.

Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. *Dent. Mater.* 1997; 13(11): p. 381-382.

Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J. Prosthet. Dent.* 1998; 79(2): p. 125-130.

Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 84(5): p. 548-553.

Van Rossen IP; Braak LH; de Putter C; de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 1990; 64(2): p. 198-205.

Waltimo A; Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res.* 1993; 101: p. 171-175.

Wang L. Análise comparativa da resistência à abrasão de resinas compostas “condensáveis”, submetidas à escovação simulada, através da alteração de massa e da rugosidade superficial [Dissertação]. Bauru: Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo; 2001.

Wendt Junior SL, Harris BM, Hunt TE. Resistance of cusp fracture in endodontically treated teeth. *Dent. Mat.* 1987; 3(5): p. 232-235.

Xie Q; Lassila LVJ; Vallittu PK. Comparison of load-bearing capacity of direct resin-bonded fiber-reinforced composite FPDs with four framework designs. *J. Dent.* 2007; 35: p. 378-582.

Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J. Prosthet. Dent.* 1985; 54(4): p. 543-547.

Yoshida N; Koga Y; Peng CL; Tanaka E; Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. *Med. Eng. Phys.* 2001; 23(8): p. 567-572.

Zandinejad AA; Atai M; Pahlevan A. The effect of ceramic and porous fillers on the mechanical properties of experimental dental composites. *Dent. Mater.* 2006; 22: p. 382-387.