

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Thania Grisel Rodríguez Almonte

**Avaliação da resistência à fratura de prótese parcial fixa provisória
confeccionada sobre componentes do tipo UCLA em titânio - Efeito
de diversos reforços**

Bauru
2005

Thania Grisel Rodríguez Almonte

Avaliação da resistência à fratura de prótese parcial fixa provisória confeccionada sobre componentes do tipo UCLA em titânio - Efeito de diversos reforços

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Versão Corrigida

Bauru
2005

R618a

Rodriguez, Thania Grisel Almonte

Avaliação da resistência à fratura de prótese parcial fixa provisória confeccionada sobre componentes do tipo UCLA em titânio - Efeito de diversos reforços / Thania Grisel Almonte Rodriguez. – Bauru, 2005.

96 p.: il.; 30cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível no Serviço de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB/USP.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

Thania Grisel Rodríguez Almonte

01 de janeiro de 1978	Nascimento Santo Domingo-República Dominicana
Filiação	Francisco Adolfo Rodríguez Marcelino Griselda Almonte Rodríguez
1995 – 2000	Curso de Odontologia – Faculdade de Odontologia, na Universidade Autônoma de Santo Domingo.
2001 – 2002	Curso de Especialização na Faculdade de Odontologia de Bauru –USP.
2003 – 2005	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral em nível Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.
Associações	AOD – Associação Odontológica Dominicana SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica

DEDICO ESTE TRABAJO:

A mi Dios,

Gracias por todo lo que me has ofrecido en la vida mismo sin merecerlo, por enseñarme que por mas difícil que pueda ser un día nada como tener certeza de que estas junto a mí y que absolutamente todo lo podré superar.

A mi papá, **Francisco Adolfo Rodríguez Marcelino,**

Por sembrar y cultivar en mí la alegría y satisfacción de ir en búsqueda del conocimiento, porque siempre me dijiste que lo aprendido es la única y mejor herencia que podría tener y por haberme enseñado con tu postura lo que realmente es la humildad, honradez y desprendimiento. Y con el pasar del tiempo también aprendí a valorar tu presencia ausente. Dedicarte este trabajo que representa la culminación de un gran sueño me llena de una felicidad plena que sé es compartida. Sabes que te amo con todo mi corazón y ser tu hija me enorgullece.

A mami, **Griselda Almonte Rodríguez,**

Usted sabe que no tengo y no existen las palabras para describir lo que mi apretado corazón tiene para expresarte. Gracias del alma por tu apoyo incondicional que en todo momento ultrapaso todos los límites y obstáculos que se fueron presentado en el arduo camino. Tu ejemplo de fuerza, rectitud, dedicación y sacrificio son mi inspiración. Gracias por haber confiado en mí, espero no haberte defraudado en ningún momento y le pido a Dios y a la vida que nos ayude a recuperar todo el tiempo que permanecemos separadas por un interminable océano. Eres lo que me incentiva y me motiva a continuar cada día, te amo mas de lo que los sentimientos puedan expresar. Escucharte con pocas palabras, interpretar en una mirada tus sabias orientaciones y lo mas importante educarnos con un constante ejemplo de vida son los principales motivos que te hacen dueña de mi profunda admiración. Sé que como tu no podré ser nunca, pero el hecho de merecerte como madre me honra y privilegia todos los días de mi vida...

Por increíble que parezca mami, Lo Conseguimos!!!

A mis hermanos, Henil Francinia y Francis Eliant

Por mantenerme siempre incentivada a continuar mismo lejos del calor familiar, por enseñarme a compartir y por regalarme este sentimiento tan lindo que es la dicha de sentir que no sé valerme por mi sola, porque ustedes son mi complemento.

A mi padrino, José Fajardo

Por hacerme sentir como una verdadera hija y por acompañar siempre muy de cerca cada etapa de mi vida teniendo en manos los mejores y mas certeros consejos en todo momento. Tu incondicional apoyo y el cariño de valor incalculable te hacen merecedor del sentimiento mas sublime que yo pueda expresar. Gracias padrino porque con tu presencia has complementado mi vida, a ti te corresponde gran crédito de este trabajo.

A mi nenena Margarita Cerda

Por haberme escogido como hija y por ofrecerme todo tu cariño, dulzura y comprensión.

A mis abuelos, Eligio Almonte, Brígida Rodríguez de Almonte y Josefa Marcelino de Rodríguez (“in memorian”),

Porque siempre se han mantenidos vivos en mi corazón en mis protegidos recuerdos, tengo la plena convicción que desde el infinito disfrutan esta meta alcanzada, hoy tenemos la grande dicha de celebrar la felicidad del deber cumplido como siempre me enseñaron con su legado de vida.

A mis abuelos, Antonio Rodríguez y María Cerda,

Por el ejemplo, disposición y amor de toda una vida dedicada a una gran familia.

A mis tíos, en especial a tía Fella, tía María Estela, tía Cheddy, tía Manola, tía Niní, tía Heisa, tía Lourdes, Titita y tía Ileana,

Por la complicidad y buen humor que usaban para estimularme en los días difíciles y especialmente por orientarme siempre a escoger la mejor opción en los mayores impaces.

A mis primos,

Por todo el amor ofrecido siempre, y por creer y defender lo que tenemos de más valioso que es nuestra familia.

A Doña Lidia de Escolástico,

Existen personas admirables en toda su plenitud, a quienes decirles gracias no es suficiente. Personas ejemplares en la dignidad, en el carácter y en el cariño incondicional que ofrecen. Hoy le ofrezco este humilde reconocimiento no solo por haber sido mi primera maestra, sino, también por haber confiado en mí en todo momento.

A mis ahijados Enrique José y Enkari,

Espero que en un futuro puedan entender el porque de mi ausencia en los primeros años de sus vidas.

A mis amigas y hermanas de siempre,

María Del Pilar Ramírez Longo, Maribel González Iranzo, Fanny Rodríguez Aquino, Amelia Santana Castillo y Melina Félix de Fuertes.

Gracias por compartir mis sueños y ayudarme a realizarlos. Siempre fueron más que amigas para mí, y no tengo palabras para expresarles mi profundo agradecimiento por no haberme dejado sola en tan difícil etapa. Sepan que me hacen muchísima falta, y le pido a Dios que mismo nuestras vidas hayan tomado rumbos diferentes en un futuro no muy lejano nos podamos reunir nuevamente y recordar los inolvidables momentos que compartimos juntas y que sin duda alguna dejaron huellas imborrables. Les amo desde lo mas profundo de mi corazón!

A Yoleidys Adames Núñez

Por el apoyo, constante incentivo y presencia marcante en mi vida. Gracias del alma por la amistad enriquecedora e inolvidable de toda una vida y por permitirme compartir tan cerca y a la vez tan lejos tu admirable experiencia de vida. Tus palabras de aliento en el momento preciso me ayudaron a sustituir el miedo y el desánimo por la esperanza y motivación. Tengo plena seguridad que reconoces esta meta alcanzada como si fuese tuya propia, y es por eso que hoy te agradezco infinitamente por tu incalculable ayuda en la construcción de esta fase tan importante en mi vida profesional. Sabes que formas parte de mi...Que Dios te bendiga siempre.

Agradezco sinceramente,

A Mónica Hermoza Novoa,

Por estar junto a mí desde mis inicios en el Brasil y en todas las etapas de este proyecto. Por haber sido mi familia inclusive en los días más austeros, por eso y por mucho más le agradezco a la vida haberme dado la oportunidad y el privilegio de ganar una hermana de corazón. Una de las cosas más tristes en el regreso a casa será dejar todo el tiempo compartido en el más sincero cariño y profundo respeto. Te deseo lo mejor del mundo, te quiero muchísimo y nos vemos en el mátri si Dios quiere!!!

A todos los que de alguna forma me apoyaron en esta larga trayectoria, a Erik Pérez, Dona Isabel Castillo, Karina Brito, Doña Beatriz Lugo, familia Núñez Asenjo y en especial a una gran familia que no solo me ha visto crecer, sino que más importante que eso sin existir presencia de vínculo de sangre siempre se han preocupado por mí y los míos, por esto y mucho más al personal de Hermanos Dueñas siempre le seré grata, Sr. Jorge Dueñas, Sr. Napoleón Painagua, Dália, Doña Carmen Pérez, Doña Íris, Doña Pátria, Doña Beatriz, Milka, Oritis, Margó, Esther, Tata, Doña Piedad, Patricia, Ivelisse, Evelyn, Doña María y también a Mayra (aunque que ya no pertenezca a este gran equipo); para ustedes, mi cariño sincero y eterno agradecimiento.

A mis queridos vecinos,

Que cuidaron con recelo y dedicación de mí y mis hermanos durante la ausencia involuntaria de mami en nuestra niñez. Gracias familias, Pimentel Tolentino, Jiménez Acosta, Escolástico, De la Hoz, Alcántara Díaz; también a Doña Julia, Doña María, Doña Ana y Doña Josefina.

A todas las integrantes del eterno Onice 94 y al Colegio María Inmaculada,

Me llena de satisfacción saber que aunque pase el tiempo y nuestros destinos se separen de forma divergente, cada una de nosotras luche por mantener vivo aquel cariño sincero que desde la infancia siempre nos unió.

Agradecimento Especial

Ao Prof. Dr. Paulo Ferreira Martins,

Agradeço não só pela confiança, orientação e ensinamentos valiosos, mas por me ajudar a construir o que era um grande sonho. Sua firmeza, segurança e domínio durante a realização deste trabalho serviram-me de estímulo constante e certamente de exemplo marcante. Serei eternamente grata, pela disponibilidade em todos momentos que eu precisei, pelo apoio, pela amizade, e confiança depositados em mim.

Meus mais sinceros agradecimentos!

A meu Professor e amigo Rudys Rodolfo de Jesús Tavares,

Sem sua ajuda e orientação hoje talvez não tivesse sido possível alcançar esta meta, muito obrigada por ter me acompanhado sempre de perto, minha gratidão e respeito por você serão eternos.

Agradecimentos Especiais

A meu irmão baiano, Luiz Gustavo Cavalcanti Bastos,

A minha irmã japinha, Evelyn Mikaela Kogawa,

Não tenho palavras para agradecer tudo o carinho que você tem-me oferecido. Muito obrigada por fazer minha vida longe de casa um pouco mais fácil. Espero que nunca distância nenhuma possa nos afastar.

A meus colegas de turma,

Kátia doch Reich, Livia Corpach, Patioca, Bandejón, Esteviti, Érico, Joneses, Lipón, Luquete, Patioca e Rodri, é muito difícil escrever este agradecimento que é muito maior do que as próprias palavras possam expressar. Volto para casa, levando no meu coração um pequeno espaço que lhes pertence e onde sempre permanecerão. Muito obrigada pela receptividade que estiveram comigo. Ter compartilhado este tempo com vocês foi uma experiência que marcou minha vida. Gosto muito de vocês e não esqueçam que temos um encontro marcado no Caribe!!!

Agradecimentos

A Universidade Autônoma de Santo Domingo,
Alta casa de estudos onde dei meus primeiros passos na odontologia, espero algum dia poder retribuir de alguma forma todo o que me foi oferecido desinteressadamente.

A Faculdade de Odontologia de Bauru,
Representada pela diretora Profa. Dra. Maria Fidela de Lima Navarro, que tornou possível a concretização do meu sonho profissional.

Aos Membros da Banca examinadora,
Pela disponibilidade que manifestaram em avaliar a minha tese, partilhando comigo suas experiências e contribuindo ainda mais para a finalização deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro,
Mestre e homem de grande mérito não só no âmbito profissional como também no pessoal porque além de repassar o conhecimento científico sempre mostrou verdadeira preocupação pela minha estabilidade emocional, fazendo desse modo que a distância da minha família se tornasse menos árida e minha passagem por Bauru mais agradável.

Ao Prof. Dr. Gerson Bonfante,
Agradeço com sinceridade a transmissão de conhecimentos científicos que parecem inesgotáveis, e sobre tudo a disposição de me ajudar nos momentos quando mais precisava.

Ao Prof. Dr. Acácio Lins do Valle, pessoa que demonstra total dedicação pelo ensino, agradeço sua simplicidade e bom humor.

Ao Prof Dr. Milton Carlos Gonçalves Salvador, nunca poderei esquecer que o senhor foi a primeira mão amiga que se estendeu para mim em minha chegada a Bauru, muito obrigada pela confiança depositada e a amizade oferecida.

A todos os professores do Departamento de Prótese,
José Henrique Rubo, Paulo César Rodríguez Conti, Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Vinícius Carvalho Porto, Lucimar Falavinha Vieira, Wellington Cardoso Bonachela e Renato Freitas por todos os ensinamentos, amizade, e convívio agradável que sempre me ofereceram.

Ao Prof. Dr. José Roberto Pereira Lauris,
Pela ajuda na verificação da análise estatística deste trabalho.

Aos amigos do Doutorado: Ayub, Ana, Marinelli, Marli, Paulo Rossetti, Paulo Fukashi, Osvaldo, Ricardo, Tatiany, Jefferson, Rafael e Renato,
Pela amizade e ajuda constante.

A todos os amigos de outras áreas, em especial a Déborah Legramandi, Safira Andrade, Juliana Azevedo, Ticiane Fagundes e Tiago Pinheiro, pela alegria de compartilharmos os bons momentos.

Aos amigos conterrâneos, por todos os momentos que compartilhamos e pela amizade que construímos, em especial a Gina Garcia, Dioracy Vicioso, Saulyn de Vicioso, Gregory Sócios, Lina Cordero e Miguel Asenjo.

Aos amigos também estrangeiros, muito obrigada por construir uma família de diferentes bandeiras, em especial a Alba Cardona, Tatiana de la Fuente, Laura Fornera e Leslie Casas.

As verdadeiras amigas brasileiras que sempre me incentivaram e torceram por mim, em especial, Ingrid Alves, Ana Paula Queiroz, Kazuza Bueno Ferreira, tenham certeza que sempre estarão dentro de minhas melhores lembranças.

Aos estagiários, hoje mestrandos, Caio, Dudu, Fernando, Romão, Thiago, Jefferson, pela amizade e pela disposição de sempre me ajudar.

Aos meus pacientes, meu afeto e sincera gratidão.

Aos funcionários do Departamento de Prótese, em especial Cláudia, Débora, Marcelo, Reivanildo, e Walquiria pela atenção, carinho e dedicação a mim dispensados em todos os momentos.

A Edna,

Obrigada pela amizade e carinho.

Aos funcionários da Biblioteca, os quais me ajudaram de tantas formas, sempre de maneira prestativa e dedicada.

Aos funcionários da Pós Graduação, em especial, Giane, Letícia, Meg, Israel, Cleuza, Eduardo, por toda disponibilidade e atenção que atendem a todos, e por toda ajuda durante estes anos de trabalho.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Bauru, que com boa vontade e dedicação atendem com gentileza às nossas solicitações.

A CAPES, pelo apoio para a concretização deste trabalho.

"Solo me resta decirles que estar en este lugar y por este espacio de tiempo ha dejado huellas imborrables en mi vida, que de todos y cada uno de ustedes llevo conmigo un recuerdo que los representa y me acompañará el resto de mis días. Mi respeto y cariño sincero les pertenece".

Gracias del Alma.
Thania Grisel Rodríguez Almonte.

Lista de Abreviaturas e Símbolos

°C	Graus Celsius
Kgf	Quilograma força
N	Newton
MPa	Megapascal
μm	Micrômetro
p	Nível de significância
mm	Milímetro
mm/min.	Milímetro por minuto
%	Por Cento
Bis-GMA	Resina bis glicol metacrilato
EMA	Monômero etilmetacrilato
MMA	Monômero metilmetacrilato
PEMA	Poli(etilmetacrilato)
PMMA	Poli(metilmetacrilato)
PVMA	Poli(vinilmetacrilato)
PVEMA	Poli(etilvinilmetacrilato)
UDMA	Uretano dimetacrilato

RESUMO

As restaurações provisórias no tratamento reabilitador oral são de suma importância. Por isso é preocupante que os materiais utilizados para a execução das mesmas sejam críticos com relação à sua resistência e longevidade, principalmente, quando estas são executadas em tratamentos prolongados e/ou em espaços desdentados extensos. O objetivo deste trabalho foi avaliar em 4 grupos reforçados, compostos por 9 espécimes cada um, a resistência e o modo de fratura, de uma resina acrílica poli(metilmetacrilato) auto-polimerizável (Dencor[®] - Clássico[®], São Paulo, SP, Brasil) utilizada para restaurações provisórias quando reforçada com fibras de vidro (Fibrante[®] e Interlig[®] - Angelus[®], Londrina, PR, Brasil), fibras de aramida (Kevlar[®] - Du Pont[®], USA) y fio ortodôntico Ø 0,7 mm. E um grupo controle sem nenhum tipo de reforço, com a mesma quantidade de corpos de prova. A análise dos resultados (ANOVA, $p < 0,05$), para o teste de resistência, mostrou haver diferença estatística entre os grupos. O teste de Tukey encontrou que os grupos reforçados, aqueles que alcançaram maior média de resistência à fratura foram os que utilizaram a fibra de vidro trançada pré-impregnada com resina composta foto-polimerizável, Interlig[®] (1083 N); a fibra de vidro unidirecional pré-impregnada com dimetacrilato de glicol, Fibrante[®] (1022 N) e a fibra de poli(aramida) unidirecional sem pré-impregnação, Kevlar[®] 29, aumentando em 26%, 22% e 17%, respectivamente, esta resistência em relação ao grupo controle (800 N), não havendo diferença estatística significativa entre eles. O grupo reforçado com fio de aço com Ø 0,7 mm (871 N) apareceu em seguida com uma resistência somente 8% maior e semelhante àquela apresentada pelo grupo controle sem reforço. A análise das fraturas concorreu com a elaboração de um novo sistema de classificação dividindo-as em quatro tipos: Ausente, Parcial, Total Não Separada e Total Separada. As fraturas dos espécimes reforçados foram consideradas mais favoráveis ocorrendo, predominantemente, os tipos Ausente e Parcial.

PALAVRAS-CHAVES: Resinas acrílicas, poli(metilmetacrilato), teste de materiais próteses provisória, fibras de vidro, próteses fixas sobre implantes, kevlar, próteses reforçadas, reforços metálicos.

ABSTRACT

Fracture resistance evaluation of provisional fixed partial denture made on titanium ucla components – several reinforcement's effect

Provisional restorations are of ultimate importance in the oral rehabilitation treatment. Thus, clinicians have to bear in mind that materials used for their fabrication are critical due to its longevity and strength, when these are done for long-term therapy and/or large edentulous spaces. The aim of this work was to evaluate the flexural resistance and fracture mode of an auto-cure polymethylmetacrylate resin (Dencor[®] - Classico[®] , Sao Paulo, SP, Brasil) used for provisional restorations and reinforced with four materials. Samples were divided in four groups of nine each, as the following: glass fiber (Fibrante[®] and Interlig[®] – Angelus[®], Londrina, PR, Brasil), aramide fibers (Kevlar[®] – Du Pont[®], USA), and orthodontic wire \varnothing 0,7mm. one group whitout reinforcement served as control. Data was submitted to statistical analysis with one-way ANOVA ($p < .05$) test. Results showed statistically significant difference among the groups. Tukey's test showed that glass-fiber Interlig[®] exhibited the greatest value of flexural strength (1083 N); followed by unidirectional glycol dimetacrylate glass-fiber Fibrante[®] (1022 N) and aramid fiber Kevlar[®] (966 N). These values represent 26%, 22% and 17% in relation to the control group (800 N), being non statistically significant difference observed among them. The group with \varnothing 0,7mm orthodontic wire (871 N) had a resistance only 8% higher and similar of that of control group without reinforcement. Fracture analysis was conducted by the following scale: absence, partial, complete without separation, and complete with separation. Fracture modes observed on reinforced samples were considered more favorable, with types absent and partial seeing more frequently.

Key words: Acrylic resins, poly (methylmethacrylate), provisional prosthetic materials test, glass fiber, fixed prosthesis on implants, kevlar reinforced prostheses, metal reinforcements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Vista superior matriz base.....	54
Figura 2 - Vista frontal matriz base.....	54
Figura 3 - Chave utilizada para a fixação dos análogos.....	54
Figura 4 - Análogos e componentes protéticos fixados na matriz	54
Figura 5 -	55
Figura 6 -	55
Figura 7 -	55
Figura 8 -	55
Figura 9 -	55
Figura 10 -	55
Figura 11 -	55
Figura 12 - Confecção dos espécimes sem reforço	57
Figura 13 -	60
Figura 14 -	60
Figura 15 -	60
Figura 16 -	60
Figura 17 -	60
Figura 18 -	60
Figura 19 -	61
Figura 20 -	61
Figura 21 -	61
Figura 22 -	61
Figura 23 -	61
Figura 24 -	61

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 +	56
Tabela 2 - Resina Dencor – Fibra de vidro trançada impregnada com resina composta (Ângelus).....	67
Tabela 3 - Resina Dencor – Fibra de vidro unidirecional com agente umectante (Ângelus)	67
Tabela 4 - Resina Dencor – Fibra de poliaramida (Dupont)	68
Tabela 5 - Resina Dencor – Fio ortodôntico 0,7 de diâmetro	68
Tabela 6 - Resina Dencor – Sem reforço	69
Tabela 7 +	69
Tabela 8 +	69
Tabela 9 +	70
Tabela 10 +	70
Tabela 11 +	70
Tabela 12 +	71
Tabela 13 +	71
Tabela 14 +	71
Tabela 15 +	72

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	19
2	REVISTA DA LITERATURA	25
3	PROPOSIÇÃO.....	47
4	MATERIAL E MÉTODOS	51
5	RESULTADOS	65
6	DISCUSSÃO.....	73
7	CONCLUSÃO.....	85
	REFERÊNCIAS	89

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As restaurações provisórias são extremamente importantes em qualquer tratamento reabilitador, pois servem como orientação para o tratamento definitivo. Na fase de coroas provisórias são avaliados os problemas fonéticos; os aspectos funcionais: função, parafunção, deglutição, mastigação, retenção de alimentos e higienização; os aspectos estéticos: posição dos dentes, cor, brilho, textura, gengiva, harmonia facial, linha do sorriso, apoio de lábio; enfim, as restaurações provisórias funcionam como protótipo ao redor do qual os tecidos moles podem ser avaliados e condicionados. (LARSON, W.R. et al.,1991)

De maneira que se necessita de próteses provisórias para desenvolver funções de forma ideal. As restaurações provisórias devem apresentar: (1) facilidade de polimento a fim de apresentar lisura superficial, evitando o acúmulo de placa bacteriana e adaptação, precisa a qual influenciara na retenção do provisório e na saúde dos tecidos perimplantares; (2) desenho adequado, que se traduz na resistência do mesmo, ou seja, as coroas provisórias devem resistir aos esforços mastigatórios sem desgaste ou fratura evitando a necessidade de consertos ou confecção de outro provisório; (3) possibilidade de reembasamento, quando na necessidade de reparos e ajustes; (4) baixo custo e (5) estética aceitável. (LARSON, W.R. et al.,1991)

No caso do uso de implantes osseointegrados, essas restaurações exigem grande parte do tempo do tratamento e sua utilização se faz necessária por dois motivos principais: a necessidade de um direcionamento estético da gengiva e a exposição progressiva de implantes a carga funcional. (LADIZESKY, N.H.; CHOW, T.W.; CHENG, Y.Y., 1994)

Em áreas onde a qualidade óssea é questionável e há suspeitas quanto à longevidade do implante, os provisórios podem servir para “testar” a osseointegração antes da realização da prótese definitiva. O provisório permite o controle da osseointegração quando os implantes recebem carga, principalmente nas regiões que se utilizou enxerto ósseo. A magnitude e a concentração do estresse transmitidos às próteses provisórias, além do conhecimento da região peri-implantar

e das diversas variações clínicas que modificam a intensidade e o direcionamento das cargas mastigatórias correlacionam-se, por tanto, com otimização da terapia clínica. (MIETTINEN, V.M.; VALLITTU, P.K., 1996) As próteses provisórias sobre implantes servem ainda para auxiliar na escolha do pilar ideal (para os sistemas de duas fases); e para avaliar a remodelação óssea e os tecidos peri-implantares durante o período final da osseointegração. (LADIZESKY, N.H.; CHOW, T.W.; CHENG, Y.Y., 1994; BJÖRK, N.; EKSTRAND, K.; RUYTER, I.E., 1986) Os benefícios das mesmas são incontáveis e assumem importância relevante no tratamento, já que é justo nessa fase quando se podem imprimir mudanças com maior facilidade e conferir se os objetivos estão sendo alcançados.

Os materiais utilizados na confecção dessas restaurações geralmente exibem baixa resistência a fratura, o que os torna críticos quando utilizados em espaços edentulos longos, áreas de maior estresse mastigatório o por longos períodos. A fratura desses elementos provisórios, principalmente do tipo catastrófica, é um inconveniente clínico imensurável, podendo comprometer o sucesso da restauração definitiva. (KEYF, F.; UZUN, G.; MUTLU, M., 2003)

O uso de reforços nos materiais utilizados na confecção de próteses parciais fixas provisórias é pesquisado desde tempos mais remotos. Autores já demonstraram a utilização de infra-estruturas metálicas fundidas, fios ortodônticos, fibras de vidro, fibras de polietileno, fibras de aramida (Kevlar) e carbono, com a finalidade de obter esse reforço, aumentando a resistência da restauração à fratura e à fadiga. (UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER, T., 1999; VALLITTU, P.K., 1998)

A alta incidência de fraturas e a necessidade constante de reparo das próteses provisórias em resina PMMA tem impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitam a melhora de suas propriedades mecânicas, dentre elas, a resistência flexional e o módulo de elasticidade, traduzidos pela resistência a fratura e a rigidez, respectivamente. (NOHRSTRÖM, T.J.; VALLITTU, P.K.; YLI-URPO, A., 2000)

A resistência e rigidez adequadas das próteses provisórias confeccionadas em resinas PMMA podem ser alcançadas através de modificações em sua

composição, técnicas de polimerização mais eficientes e uso de reforços em seu interior.

GRANT; GREENER comprovaram o aumento da resistência das resinas PMMA com a inclusão, em seu interior, de fibras de alumínio denominadas “sapphire whiskers”. A partir desse fato, inúmeros tipos e desenhos de reforços metálicos foram propostos. Há relatos de estruturas fundidas, fios de vários diâmetros, malhas trançadas e até bandas ortodônticas utilizadas com a finalidade de reforçar a resina PMMA. (POLYZOIS, G.L. et al., 2001; STIPHO, H.D., 1998; CARROLL, C.E.; VON FRAUNHOFER, J.A., 1984) Esses materiais, porém, devem ser utilizados com bastante critério, pois seu aspecto é antiestético e rotineiramente, implicam em sobrecontorno da restauração ao serem totalmente envolvidos pela resina. (VALLITTU, P.K, 2001; CARROLL, C.E.; VON FRAUNHOFER, J.A., 1984; KEYF, F.; UZUN, G.; MUTLU, M., 2003; NEVINS, M.; SKUROW, H. M., 1984)

Com o desenvolvimento dos compostos reforçados com fibras utilizados na engenharia aeronáutica e, mais tarde, na indústria automobilística, naval e bélica, materiais baseados em fibras de aramida (Kevlar[®]) e fibras de vidro introduzidos na Odontologia com a finalidade de reforçar próteses confeccionadas em resinas acrílicas. (BERGENDAHL, T.; EKSTRAND, K.; RUYTER, I.E., 1995)

A capacidade desses reforços baseados em fibras de vidro e de aramida (Kevlar[®]) de melhorar as propriedades mecânicas da resina parece depender, principalmente, da orientação e do arranjo das fibras e da união destas com a resina. Pesquisas tem sido realizadas para se determinar as variáveis que comprometem o influenciam positivamente as próteses provisórias reforçadas por essas fibras, com o proposito principal de se desenvolver tanto materiais quanto técnicas que permitam uma maior longevidade dessas restaurações.

2 REVISTA DA LITERATURA

2 REVISTA DA LITERATURA

Finalidade e importância da fase provisória no tratamento reabilitador utilizando próteses implanto-suportadas

Qualquer tipo de tratamento protético de um ou mais elementos exige a confecção das restaurações provisórias, que podem facilitar a confecção de prótese definitiva e, conseqüentemente levá-la ao êxito. Durante o uso, os contornos, textura, tipo de conexão e desenho oclusal podem ser modificados, até se alcançar um estágio de qualidade capaz de satisfazer plenamente as exigências biomecânicas e estéticas. É sabido que as restaurações provisórias apresentam ou trazem algumas desvantagens, principalmente se permanecerem por um longo período na boca. Podem ocorrer fraturas que se tornam freqüentes quanto maior for o tempo de permanência na boca. (Pegoraro, 2001) Portanto, dada a sua importância, é imperativo elaborar próteses temporárias com a mesma diligencia com que se trabalha as próteses definitivas dando-lhes as mesmas características de qualidade. (Bral, M. 1989) (Nevins, M.; Skurow, H. M. 1984)

Assim como no tratamento reabilitador sobre pilares dentais, o sucesso das restaurações implanto-suportadas é resultado do produto da disciplina e da compreensão na abordagem do diagnóstico, do plano de tratamento, da precisão cirúrgica, dos procedimentos restauradores, assim como da sua contínua manutenção. O uso prudente ou adequado da etapa de transição através das próteses provisórias é um fator importante para se atingir o sucesso clínico e para que o paciente tenha uma boa aceitação diante do tratamento protético com implantes. (Frederick, D. 1995) Com isso, a prótese temporária serve de referencial para o planejamento e a confecção da prótese definitiva (Nevins, M.; Skurow, H. M. 1984) (Schweikert, E. O. 1986)

As próteses provisórias sobre implantes osseointegrados ajudam no diagnóstico e permitem que a restauração protética seja avaliada no que se refere a desenho e contorno. Elas também permitem graduar a força aplicada nos implantes, o tempo requerido de uma prótese provisória sobre implantes pode ser comparado

com o de uma prótese provisória que tenha como pilares dentes naturais. (Binon, P 1990). Dependendo da complexidade do caso será possível confeccionar uma restauração provisória direta ou indireta sendo que o ideal é compô-las por cilindros temporários metálicos (componentes metálicos para provisórios), provendo resistência adequada através de reforços metálicos, reforços baseados em fibras de vidro ou fibras de polímeros orgânicos. (Frederick, D. 1995)

Utilização de reforços com a finalidade de se melhorar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas para restaurações provisórias

Os materiais utilizados na confecção dessas restaurações geralmente exibem baixa resistência à fratura, o que os torna críticos quando utilizados em espaços desdentados longos, áreas de maior estresse mastigatório ou longa duração. A fratura destes elementos provisórios, principalmente do tipo catastrófica, é um inconveniente clínico imensurável, podendo comprometer, o sucesso da restauração definitiva. (Vallittu, P.K. 1998. Jpd V.79, N.2, P.125-30) O efeito das diferentes técnicas de polimerização, das diversas composições, do armazenamento em água e da viabilidade do reparo sobre as propriedades mecânicas das resinas para provisórios tem sido testado por diversos autores.

GRANT; GREENER foram autores de um dos primeiros relatos da utilização de algum tipo de reforço em resinas acrílicas baseadas em PMMA no universo Odontológico. Realizaram, em 1967, um estudo avaliando a resistência flexional de resinas acrílicas PMMA auto e termo-polimerizáveis quando reforçadas com fibras à base de alumínio denominadas "sapphire whiskers". Utilizaram espécimes em forma de barra, 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 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.

Em 1984, CARROLL; FRAUNHOFER 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 1,30 mm de diâmetro. Confeccionaram espécimes em forma de barras medindo 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 0,41 mm, 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.

HENRY; BISHOP; PURT, em 1990, destacaram que os materiais indicados para a confecção de próteses provisórias estão sempre sujeitos à fadiga e à fratura particularmente em regiões com espessuras menores e sob efeito de maiores cargas oclusais. Citaram que o método usual de se reforçar essas próteses com fios e malhas metálicas resultam normalmente em sobrecontorno da restauração dificultando a sua utilização. Ao contrário, defendem o uso de fibras baseadas em polímeros de alto peso molecular como fator de diminuição ao risco de fraturas e falhas de tais restaurações em resina, principalmente quando utilizadas por períodos de tempo mais longos. Os autores executaram testes de resistência à tração e de resistência flexional em alguns materiais utilizados para confecção de próteses provisórias, incluindo uma resina PMMA auto-polimerizável, contendo em seu interior fibras de poli(etileno). Em ambos os ensaios foi testado o tratamento dessas fibras com silano. A inclusão de fibras de poli(etileno) silanizadas do tipo longa e unidirecional resultou em espécimes mais resistentes à tração e à flexão. O uso de fibras não silanizadas, porém, diminuiu essas propriedades. Os autores afirmaram que a silanização provoca uma adesão química entre as fibras e a matriz resinosa reduzindo o micro-deslizamento entre essas duas e, portanto, minimizando a

propagação de micro-trincas que futuramente podem acarretar numa fratura de todo o conjunto.

VALLITTU, em 1993, argumentou que a resistência à flexão das próteses em resina reforçadas com fibras é dependente da adesão entre a matriz da resina acrílica e a fibra utilizada, e que essa adesão poderia ser melhorada por meio de tratamento dessas fibras com compostos de silano. O autor pesquisou o efeito do uso de duas fórmulas de silano diferentes, A174 e AP133, na adesão entre diferentes tipos de fibras e uma resina à base de PMMA, através de um teste de resistência flexional. Testou as fibras de vidro, carbono e aramida, todas unidirecionais. Evidenciou que somente o composto A174 aumentou significativamente a adesão entre a resina e as fibras de vidro e aramida, porém nenhum dos dois tipos de silano teve efeito relevante na união entre as fibras de carbono e a resina.

POWELL et al, em 1994 explanaram que as próteses provisórias devem ter, entre outras características, resistência mecânica aos esforços mastigatórios, já que em algumas circunstâncias são utilizadas por alguns meses durante o tratamento protético reabilitador. Elaboraram um estudo utilizando próteses fixas provisórias reforçadas com fio de aço e fibras de aramida denominadas Kevlar 49. Avaliaram a rigidez inicial, a carga na fratura inicial e a unidade de tenacidade, esta última descrita pelos autores como a energia armazenada pela viga da prótese após ter sofrido uma deflexão de 1,0 mm. Confeccionaram próteses provisórias em PMMA reforçadas com um fio de 0,9 mm de diâmetro ou com Kevlar 49, além de um grupo sem reforço. Observaram em seus resultados, que as próteses provisórias em que os reforços estavam numa configuração em “V”, acompanhando a inclinação da própria prótese e com isso se mantendo o mais inferiormente possível, exibiram maior rigidez, tendo sido o grupo reforçado com o fio 0,9 significativamente maior. Não houve diferença estatística entre o valor da carga gerada na primeira fratura. Justificaram esse resultado baseando-se na “Lei de flexão das vigas”. De acordo com os autores, a referida lei declara que quando uma viga está sob ação de uma carga compressiva no centro e equidistante entre dois pontos de suporte, a força aplicada induz tensão de compressão na região superior e tensão de tração na região inferior. Os reforços utilizados nas resinas e polímeros odontológicos são mais eficientes quando posicionados fora do eixo neutro no interior da prótese, o

mais inferiormente possível em relação ao centro no sentido vertical. Frequentemente a fratura se inicia no lado de tração, por isso, nesse estudo, quando o reforço foi posicionado na região mais inferior, a resistência à fratura do espécime-prótese foi significativamente maior que naquele em que o reforço foi posicionado mais próximo da superfície oclusal.

VALLITTU; LASSILA; LAPPALAINEN, (1994), que as fibras para reforço deveriam ser utilizadas com o propósito de se aumentar a resistência flexional e a rigidez dos materiais poliméricos. Os autores defenderam que uma ótima adesão entre as fibras e a matriz do polímero é essencial para o aumento da resistência mecânica. Essa adesão, por sua vez, pode ser conseguida e aumentada através do uso de um composto de silano. A fim de se compreender o efeito da quantidade de fibras sobre a resistência dos polímeros utilizados na Odontologia, os autores estudaram a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA termopolimerizável quando reforçados com fibras de vidro, fibras de aramida e fibras de carbono, todas unidirecionais. As fibras foram inseridas no centro do espécime, no sentido vertical, utilizando três concentrações em peso a depender do tipo de reforço. Os autores, em seus resultados, observaram que a incorporação de qualquer uma dessas fibras na resina acrílica aumentou estatisticamente sua resistência à flexão, sendo que este aumento foi proporcional à concentração das mesmas. Não foram encontradas diferenças significantes entre os tipos de reforços. Evidenciaram, porém, a presença de bolhas na interface fibra-resina onde se localizou a fratura. Os autores justificam a presença dessas bolhas em decorrência da contração de polimerização do monômero metilmetacrilato no qual as fibras foram imersas antes de sua incorporação à massa da resina acrílica, que é de cerca de 21% contra 8% do polímero PMMA.

VALLITTU, ainda em 1994, dando continuidade ao trabalho anterior, pesquisou a possibilidade da imersão das fibras em monômero, previamente à sua inclusão no interior da resina, causar uma diminuição da resistência flexional como resultado da diferença de contração de polimerização entre esta resina oriunda de uma mistura mais fluida que está em íntimo contato com as fibras e a resina que compõe o restante do provisório, proporcionada segundo o fabricante. As fibras foram silanizadas e tratadas antes da confecção do corpo de prova de duas formas: imersão no monômero ou numa mistura de polímero/monômero. Concluíram que

diminuindo a contração de polimerização da resina que está em contato com as fibras aumenta-se a resistência à flexão do corpo de prova. Essa contração pode ser amenizada pela imersão das fibras numa mistura de polímero/monômero, com proporção em peso variando de 3:8 a 10:8, antes da polimerização do espécime. Por fim, observaram que essa imersão fornece uma camada mais espessa de resina acrílica na superfície da fibra de vidro, comparada àquela fornecida pela imersão somente no monômero.

VALLITTU (1995), elaborou um estudo para estabelecer a relação entre o tempo de polimerização e a resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA termo-polimerizável reforçadas com fibras de vidro unidirecionais e silanizadas. Comparou a resistência flexional após processos de polimerização de 45 minutos, 2, 6, e 12 horas a 80° C, além de processos de 6 e 12 horas, em que nos 30 minutos finais os espécimes permaneciam imersos em água fervente. Averiguou, além disso, as causas e efeitos dos espaços vazios internos nos corpos de prova reforçados. Dentro do mesmo grupo, com e sem reforço, não foi encontrada diferença estatística na resistência em relação ao tempo de polimerização dos corpos de prova. Observou também que não houve relação da presença de bolhas de ar encontradas entre as fibras e a resistência flexional das amostras, fortalecendo a hipótese, segundo o autor, de que a resistência flexional é influenciada principalmente pelo contato entre a superfície das fibras e a matriz resinosa, e não pelo contato entre as fibras.

De acordo com HAZELTON et al, em 1995, a resina acrílica PMMA tem sido o material de maior escolha para a realização de próteses provisórias. Vários materiais e técnicas de reforço deste material têm sido sugeridos. Segundo os autores, o reforço com estruturas metálicas fundidas é possível, porém necessita de um maior tempo e custo adicional despendidos com procedimentos laboratoriais. Os autores investigaram algumas variáveis experimentais para dois tipos de desenhos de próteses provisórias em PMMA auto-polimerizável, com vão de 23,0 mm: uma reforçada com fio ortodôntico 0,8 mm de diâmetro e outra com uma fita metálica utilizada para confecção de bandas ortodônticas. Avaliaram a carga quando foi perdido o selamento marginal do cimento nos pilares mesial e distal, além de registrarem a rigidez e a carga no momento da fratura destas próteses. Observaram que as próteses reforçadas com as matrizes metálicas foram estatisticamente mais

rígidas e necessitaram uma maior carga para perder o selamento marginal nos pilares. Nenhuma diferença significativa foi notada na resistência à fratura entre as próteses com e sem reforço, entretanto, os autores relataram que os reforços mantiveram as duas peças fraturadas contíguas. Clinicamente esse comportamento reduziria o risco da perda, ingestão ou aspiração da prótese provisória.

Em 1996, RAMOS; RUNYAN; CHRISTENSEN escreveram que as resinas utilizadas na execução de próteses provisórias têm como característica inerente, a fragilidade e que qualquer método de reforçar esses materiais adicionando-lhes resistência é bem-vindo. Os autores, contribuindo com o estudo sobre o uso de fibras para reforços, avaliaram o efeito da utilização de fibras entrelaçadas de poli(etileno) tratadas com plasma, na resistência flexional de espécimes confeccionados em resina acrílica para restaurações provisórias, PMMA auto-polimerizável. Os corpos de prova foram produzidos em forma de barras e as fibras foram inseridas no terço inferior do espécime. A polimerização da resina aconteceu sob pressão e calor. Em seus resultados, os autores evidenciaram o aumento da resistência flexional dos corpos de prova reforçados com essas fibras. Justificaram o aumento da resistência em função da adesão química real conseguida através do tratamento com plasma, do inter-aprisionamento da resina às fibras, ou ambos. Finalizaram relatando a facilidade no uso destas fibras, apesar da preocupação de ao manuseá-la evitar o contato direto afim de que não ocorra a perda do seu tratamento superficial com plasma.

MIETTINEN; VALLITTU, em 1996, explicaram que a resina PMMA absorve água lentamente durante um período de tempo e que essa embebição é devida principalmente pela polaridade de suas moléculas. A água absorvida, por sua vez, pode amaciar a resina, agindo como um plastificante e reduzindo seu módulo de elasticidade. Alta solubilidade, portanto, não é uma característica favorável aos materiais à base de PMMA utilizados para diversos fins na prótese odontológica. Os autores, baseados nesse princípio, elaboraram um estudo com a finalidade de se investigar os efeitos do uso de reforços de fibra de vidro na absorção de água e na solubilidade de dois tipos de resina PMMA, uma auto e outra termo-polimerizável. Os resultados encontrados sugeriram que o tipo de resina utilizada, auto ou termo-polimerizável, foi mais importante que a presença ou não de fibras nos espécimes. A resina auto-polimerizável obteve maiores valores de absorção d'água em

decorrência, segundo os autores, da quantidade de monômero residual que acarretaram em bolhas de ar. Esses espaços vazios mantiveram regiões da fibra sem impregnação pela resina, aumentando a solubilidade. De qualquer forma, ambas as resinas, reforçadas ou não, estiveram de acordo com as especificações da norma ISO no que diz respeito à solubilidade à água.

Os materiais restauradores provisórios, segundo SAMADZADEH et al, em 1997, geralmente exibem baixa resistência à fratura, especialmente em casos de próteses com vãos longos, de longa duração, localizadas em áreas de maior estresse mastigatório ou em pacientes que apresentam bruxismo. A resistência desses materiais, porém, tem sido aumentada com a utilização de fibras com diversas composições e desenhos. Os autores avaliaram o efeito do uso de uma fibra trançada à base de poli(etileno) tratada com plasma na resistência à fratura de corpos de prova simulando próteses provisórias com vão de 22 mm, confeccionados em PMMA auto-polimerizável e em um material restaurador provisório de polimerização dual. Estudaram também o tipo de fratura: a) *parcial*, quando a região de conexão da prótese permaneceu intacta e uma porção vestibular ou lingual do pêntico fraturou separando-se da prótese; b) *não separada*, quando houve fratura de um ou ambos os conectores, porém, o conjunto permaneceu unido pela fibra que não se fraturou; e c) *catastrófica*, quando o pêntico sofreu uma fratura dividindo-o em várias partes que se separaram da prótese. Verificaram, ao final, que o reforço de poli(etileno) aumentou significativamente a resistência à fratura das próteses confeccionadas no material de polimerização “dual”, ao contrário do que ocorreu com aquelas em resina acrílica PMMA, nas quais não houve diferença estatística desta resistência. Os autores enfatizam, todavia, que em ambos os grupos reforçados a fratura foi mais favorável, tendo sido do tipo parcial ou não separada.

VALLITTU, em 1997, estudou a influência da inclusão de fibras trançadas de poli(etileno) de alto peso molecular, tratadas com gás de plasma, na resistência flexional de espécimes em resina acrílica PMMA auto-polimerizável. As fibras, em uma ou duas camadas, foram inseridas no terço inferior dos corpos e o ensaio realizado foi um teste compressivo de carga de três pontos. Os resultados evidenciaram uma melhora, porém modesta, na resistência flexional dos espécimes. O autor concluiu que, baseado na análise microscópica eletrônica de varredura dos

espécimes fraturados, essa fibra não provê uma adesão adequada à matriz da resina, justificando o pequeno aumento da sua resistência.

VALLITTU, ainda em 1997, apresentou resultados preliminares de um estudo clínico que avaliou a utilização de fibras de vidro no reparo das bases de doze próteses totais e dez próteses parciais removíveis. A avaliação foi feita após 13 meses de uso, em média. Muitas das próteses utilizadas nesse estudo já tinham história de fratura recorrente de sua base em PMMA. Utilizou para o reparo fibras de vidro unidirecionais e silanizadas. Houve recorrência da mesma fratura somente em duas próteses. Em outras seis, as fraturas se localizaram em novas posições. Com base nestes resultados o autor suporta o uso dessas fibras no reparo de próteses removíveis, totais ou parciais, observando cuidadosamente as áreas de maior tensão em que elas devem ser inseridas. Finaliza relatando que os resultados são promissores, mas que uma avaliação mais longa é necessária.

MIETTINEN; VALLITTU, em 1997, explicaram que a resina acrílica PMMA tem sido utilizada como matriz polimérica para compostos reforçados com fibras. O uso desta resina, entretanto, apresenta alguns problemas, já que uma das dificuldades encontradas é a inadequada impregnação das fibras com a matriz de PMMA. Uma efetiva impregnação das fibras, segundo os autores, permite um contato mais íntimo entre as fibras e a matriz, resultando em um efeito relevante no aumento da resistência do composto. Um dos mecanismos para melhorar a adesão entre as fibras e o PMMA é através da aplicação sobre a fibra de uma solução fluida de PMMA-MMA ou a imersão da fibra em monômero MMA. Essas duas técnicas, porém, aumentam a quantidade de monômero residual e a sua liberação do composto resina-fibra. Com a proposta de se estudar este problema, os autores fizeram uma pesquisa para determinar a liberação de monômero MMA residual, em água, de espécimes em resinas acrílicas PMMA auto e termo-polimerizáveis, com e sem a adição de reforço à base de fibras de vidro. Utilizaram barras com adição de fibras de vidro contínuas, unidirecionais e silanizadas, que foram molhadas com cerca de 10 gotas de monômero antes de sua incorporação à resina. As amostras em resina termo-ativada foram imersas em água fervente por 45 minutos, enquanto os espécimes em resina auto-polimerizável foram polimerizados sob pressão e temperatura de 45° C durante 10, 30 e 60 minutos. O ciclo de polimerização foi determinante no conteúdo de monômero residual que foi liberado. Um tempo menor

de polimerização resultou em uma maior liberação desse monômero. Nos espécimes reforçados obtidos com a resina ativada quimicamente, a quantidade de monômero residual foi semelhante àqueles sem reforço, entretanto a liberação de monômero nas amostras termo-ativadas, com e sem reforço, foi significativamente menor que estas primeiras.

De acordo com VALLITTU, em 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 com vão de 10,0 mm, 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, e 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. Observou em seus resultados 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.

Em 1998, STIPHO, mencionou os diversos tipos de fibras que são utilizados com a finalidade de melhorar as propriedades mecânicas das resinas à base de PMMA utilizadas em próteses provisórias. Descreveu que as fibras de aramida e carbono são reforços eficazes, porém não fornecem uma boa estética, assim como os fios e malhas metálicas, que normalmente exigem um sobrecontorno em regiões menos espessas da prótese. As fibras de poli(etileno) apesar de fornecerem características estéticas ao composto reforçado, não são práticas, exigindo cuidados na sua manipulação. Por outro lado, defendeu que as fibras de vidro apresentam o maior potencial como reforço das restaurações provisórias. O autor procurou estudar

o efeito de diversas concentrações de fibras de vidro na forma de pequenos feixes, nas propriedades mecânicas de uma resina auto-polimerizável à base de PMMA. Avaliou a resistência flexional, a deformação e o módulo de elasticidade dos espécimes em resina, variando a concentração em peso, de 1%, 2%, 5%, 10% e 15%, de fibras na sua mistura. Foi encontrado um aumento significativo na resistência flexional nos grupos reforçados com as concentrações em peso de 1% e 2% de fibras, enquanto que maiores concentrações provocaram diminuição desta resistência, além disso, a deformação alcançada no momento da fratura mostrou-se estatisticamente maior no grupo com a concentração de 1%. O autor finalizou ratificando que altas concentrações de fibras de vidro incorporadas à mistura da resina resultam na perda de homogeneidade e aumento da porosidade, provocando uma diminuição de sua resistência.

VALLITTU; RUYTER; EKSTRAND, em 1998, determinaram as propriedades flexionais de dois polímeros à base de PMMA, um auto e outro termo-polimerizável, quando reforçados com fibras de vidro contínuas ou com fibras de sílica, em função do tempo de armazenamento em água. Utilizaram espécimes em forma de barras que foram ensaiados através de um teste de carga de três pontos para registro do limite da resistência flexional da fratura, após a imersão durante 2, 4, 12, 24 e 48 semanas em água destilada. Em seus resultados, observaram que o armazenamento em água diminuiu de maneira significativa a resistência flexional nos espécimes sem reforço, evidenciando o efeito plastificante resultado da interação das moléculas de água com a estrutura do polímero. A resistência flexional também decresceu nos espécimes reforçados, tanto com as fibras de vidro quanto com as de sílica, tendo sofrido esta última uma maior diminuição. Os autores ainda citaram que a adesão entre as fibras e a matriz da resina diminuiu com a imersão, porém esta redução foi menor nos espécimes reforçados com as fibras de vidro. Explicaram que as regiões das fibras que não sofreram uma boa impregnação causaram porosidades que, provavelmente, aumentaram a absorção de água provocando a diminuição da resistência flexional. Por fim, justificaram que esta impregnação pela resina foi menor quando se utilizaram fibras de sílica.

VALLITTU, em 1999, relatou que a resistência flexional dos polímeros baseados em PMMA usados em próteses provisórias pode ser ligeiramente aumentada através do uso de reforços metálicos, entretanto, a influência destes

reforços sobre a resistência à fadiga é questionável. As fibras de vidro, por sua vez, podem oferecer tanto características estéticas quanto melhores propriedades mecânicas, incluindo aumento da resistência à fadiga. Um dos requisitos para a eficiência dessas fibras é que mantenham uma ótima união com a matriz do polímero PMMA. A boa impregnação das fibras, portanto, concorre pelo aumento dessa adesão. Motivado por essa afirmativa, pesquisou a resistência à flexão de polímeros à base de PMMA auto e termo-polimerizáveis utilizados para a confecção de bases de próteses totais e próteses provisórias, quando reforçados com um sistema de fibras de vidro pré-impregnadas com um polímero poroso, na sua forma trançada e unidirecional. A impregnação presente na superfície deste sistema de fibras permite um molhamento pela mistura de polímero e monômero da resina a ser utilizada e subsequente plastificação por dissolução de sua camada de polímero poroso. Em seu estudo, utilizou normas da ISO tanto nos espécimes obtidos com resina para dentadura quanto naqueles com resina para, sendo que neste último, fez uso de pressão e calor para a polimerização do polímero. Ambos os corpos de prova foram ensaiados através de um teste de carga de três pontos. Observou em seus resultados, que o uso dos dois tipos de reforços aumentou significativamente a resistência flexional dos polímeros estudados. A resistência encontrada com as fibras unidirecionais foi maior que a oferecida pelas fibras trançadas. A análise microscópica eletrônica, por fim, evidenciou que ambas as fibras foram bem impregnadas pela matriz do polímero utilizado.

UZUN; HERSEK; TINÇER, em 1999, compararam o efeito de cinco tipos de reforços na resistência flexional de espécimes confeccionados com uma resina à base de PMMA termo-polimerizável. Os corpos de prova foram reforçados com fibras entrelaçadas à base de vidro, de carbono, de aramida (delgada e espessa) e de poli(etileno). Nenhuma das fibras melhorou estatisticamente esta propriedade em relação ao grupo controle.

NOHRSTRÖM; VALLITTU; YLI-URPO, em 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. Concordaram que os polímeros mais utilizados são baseados em PMMA ou em uma variação do mesmo. No que diz respeito aos

reforços, explicaram que as fibras de poli(etileno) 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. Avaliaram, além disso, o efeito da distância entre os pilares nessa resistência. Pesquisaram sobre 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 10,0, 17,0, e 19,5 mm. Os autores concluíram 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.

JOHN, GANGADAHAR e SHAH, em 2001, realizaram um estudo para determinar se a resistência flexional de uma resina PMMA auto-polimerizável para base de dentadura poderia ser melhorada por meio do reforço com três tipos de fibras. Foram preparados dez espécimes de dimensões similares para cada um dos quatro grupos experimentais: (Controle) Resina acrílica convencional; Grupo resina acrílica reforçada com fibras de vidro; Grupo resina acrílica reforçada com aramida; e Grupo resina acrílica reforçada com fibras de nylon. O teste de resistência flexional foi realizado através de um teste de carga de três pontos. O grupo reforçado com fibras de vidro apresentou significativamente os maiores valores de resistência flexional, seguido pelos grupos reforçados com poli(aramida), reforço de nylon e sem reforço (Controle), porém sem diferença entre os dois últimos grupos. Os autores concluíram que o reforço da resina para base de dentadura com fibras de vidro, aramida ou nylon aumenta a resistência flexional da mesma. O tipo de fibra mais indicado depende do tipo de prótese a ser confeccionado. As fibras de vidro e aramida parecem ser adequadas para uso em próteses totais e extensões distais de próteses parciais removíveis. O reforço com fibra de vidro também parecem prevenir

fraturas em próteses fixas provisórias devido ao aumento da resistência na área dos conectores.

BASTOS, FERREIRA em 2003, estudaram o efeito de diversos reforços sobre a resistência flexional e o tipo de fratura de uma resina PMMA auto-polimerizável indicada para a confecção de próteses provisórias, através de um teste de carga de três pontos estabelecido pela norma nº 10477 da ISO. A análise estatística mostrou que os grupos reforçados com fio Ø 0,7 mm, fibra de vidro trançada impregnada e fibra de poli(etileno) tratadas superficialmente com plasma aumentaram significativamente a resistência flexional. Os grupos reforçados com fibra de vidro unidirecional e com fio de amarrilho metálico trançado não influenciaram esta propriedade. As fraturas dos espécimes reforçados foram consideradas mais favoráveis ocorrendo de forma predominante os tipos Ausente e Parcial.

KEYF, UZUN e MUTLU, em 2003, avaliaram a resistência transversal de uma resina PMMA auto-polimerizável reforçada com fibra de vidro que receberam dois tipos de tratamento superficiais. Foram empregados dois tipos diferentes de agentes de modificação química para criar uma superfície mais hidrofílica nas fibras de vidro: o HEMA e o ar atmosférico. Os espécimes foram armazenados em água destilada à temperatura ambiente e foram testados 24 horas depois de sua confecção através de um teste de carga de três pontos. Houve diferenças estatisticamente significativas entre os grupo quanto à resistência flexional. O grupo reforçado com fibras de vidro tratadas com HEMA obteve significativamente os maiores valores comparados ao grupo sem reforço. Os autores concluíram que o tratamento da fibra pode aumentar sua energia de superfície por meio da modificação da química de sua superfície. O tratamento de superfície é um gás parcialmente ionizado que contém íons, elétrons e outras espécies neutras com muitos níveis de energia. Quando energizados por um campo elétrico, radicais livres, íons e átomos são formados e podem interagir com as superfícies sólidas que sejam colocadas no plasma. Isso resulta em modificações da química da superfície do sólido, nesse caso, da fibra de vidro. O aumento da energia de superfície é responsável pela maior reatividade química e compatibilidade com outros materiais. Assim, os tratamentos com monômero HEMA e ar atmosférico aumentam a resistência flexional de espécimes em resina PMMA. As fibras sem tratamento agem como corpos incluídos na resina acrílica e, ao invés de conferir

resistência, enfraquece a resina, visto que as fibras quebram a homogeneidade da matriz.

KIM e WATTS, em 2004, examinaram o efeito da inclusão de uma fibra de vidro e do armazenamento em água sobre a tenacidade à fratura de resinas para restaurações provisórias. Os autores empregaram quatro resinas: três baseadas em polímeros de dimetacrilato e uma à base de monometacrilato. Foram utilizados espécimes em forma de barra com entalhes na sua parte inferior. Os valores de tenacidade à fratura do grupo reforçado foram significativamente superiores do que o grupo controle (não reforçado). Da mesma forma que no grupo não reforçado, o armazenamento em água ocasionou uma pequena e gradual redução na resistência à tenacidade nos grupos reforçados, porém sem significância. Os autores concluíram que a tenacidade à fratura das resinas utilizadas em seu estudo aumentou significativamente quando as mesmas foram reforçadas com fibras de vidro unidirecionais. O desempenho destes materiais quando reforçados, após o armazenamento em água por até dois meses, mostrou-se satisfatório.

HAMZA et al., 2004, consideram que as fraturas nas restaurações provisórias, especialmente nas próteses parciais fixas de longos vãos ou com maiores cargas oclusais são um problema clínico importante. Os autores têm sugerido diferentes técnicas para reforçar as restaurações provisórias, entretanto, o efeito dessas técnicas ainda não está claro. Assim, os autores realizaram um estudo cujo objetivo foi determinar a tenacidade à fratura e a resistência flexional de três tipos de resinas (PMMA, PEMA e Bis-GMA), para restaurações provisórias reforçadas com diferentes fibras comercialmente disponíveis: duas fibras de vidro silanizadas e pré-impregnadas na forma unidirecional e trançada; três fibras de poli(etileno) tratadas com plasma; e uma fibra de poli(etileno) silanizada e tratada com plasma. Para o teste de tenacidade à fratura, foram fabricadas barras de acordo com as Especificações da Associação Americana para Testes de Materiais (ASTM). Para o teste de resistência flexional, foram fabricados espécimes retangulares de acordo com o ISO 10477. Como resultado, os autores verificaram que na tenacidade à fratura, exceto os grupos reforçados com a fibra de vidro trançada e uma das fibras de polietileno tratada com plasma não resultaram em diferença significativa maior que o grupo sem reforço. Na resistência flexional, a resina PMMA quando reforçada resultou em valores significativamente maiores do que a resina PMMA sem reforço,

exceto para o grupo reforçado com a fibra de vidro trançada. Quanto à resina de PEMA, os espécimes reforçados somente um dos grupos reforçados com fibra de poli(etileno) tratada com plasma não apresentou diferença significativamente maior que o grupo controle. A resistência flexional dos espécimes desta resina reforçados foi significativamente maior que os não reforçados, exceto para os grupos reforçados com a fibra de vidro trançada e uma das fibras de poli(etileno). A tenacidade à fratura dos espécimes de resina Bis-GMA reforçados foi significativamente maior que os não reforçados, exceto para o grupo reforçado com fibra de vidro trançada e com uma das fibras de poli(etileno) tratadas com plasma. Com relação à resistência flexional os grupos que não apresentaram diferença estatística foram aqueles que utilizaram uma fibra de vidro trançada e duas das fibras de poli(etileno) tratadas somente com plasma. As fibras usadas neste estudo apresentavam diferentes formas e tratamentos de superfície. Desta forma, os autores concluíram que o uso das fibras de reforço tratadas superficialmente é um método efetivo para aumentar a tenacidade à fratura e a resistência flexional das restaurações provisórias de resina.

NARVA et al, em 2005, estudaram a resistência flexional de uma resina PMMA auto-polimerizável indicada para a confecção de bases de prótese totais, quando associada a diferentes tipos de fibras. Foram feitos espécimes em forma de barra adicionando-lhes fibras de poli(etileno) sem tratamento superficial; fibras de vidro impregnadas com um polímero poroso; fibras de vidro impregnadas com um monômero foto-polimerizável; e fibras de vidro com um sistema de resina foto-polimerizável. As fibras foram orientadas longitudinalmente no interior dos corpos de prova, sendo que em um grupo elas foram inseridas na região submetida às tensões de compressão e no outro na região das tensões de tração. Os resultados mostraram que o tipo e a localização da fibra para reforço influenciaram estatisticamente a resistência flexional. As fibras impregnadas obtiveram melhores resultados, significantes em relação ao grupo associado com as fibras sem impregnação e ao grupo sem reforço.

Utilização clínica dos diversos tipos de reforços nas próteses implanto-suportadas confeccionadas em resinas odontológicas

BJÖRK, EKSTRAND E RUYTER, em 1986, alertaram para o alto custo exigido na confecção de próteses implanto-suportadas com infra-estruturas fundidas em ouro. Os autores propuseram à época o uso de fibras de carbono/grafite associadas às resinas PMMA para a fabricação destas próteses. Argumentavam que estas fibras apresentavam além de baixo custo, propriedades mecânicas e biocompatibilidade adequadas. Baseados nestas afirmações estudaram o comportamento clínico de próteses sobre implantes compostas por PMMA reforçado por fibra de carbono/grafite. Onze pacientes (três homens e oito mulheres) participaram do estudo, todos desdentados totais, exceto por uma mulher que possuía uma prótese de 12 unidades na arcada superior. Oito pacientes receberam cinco implantes de titânio e três pacientes receberam seis implantes de titânio, todos na mandíbula. Foi realizado o ajuste oclusal e, após uma semana, foi realizada a primeira consulta de controle. As consultas de controle subseqüentes foram realizadas 1, 3, 7, 12 e 24 meses após a instalação das próteses. Os dados coletados relacionavam-se à avaliação subjetiva do tratamento através de critérios clínicos relacionados à mobilidade do implante, saúde gengival e estado da prótese. Foram realizadas radiografias periapicais e panorâmica antes do tratamento e após 12 meses de avaliação. A avaliação clínica revelou as seguintes informações: todas as próteses apresentaram oclusão e estabilidade satisfatórias. Nenhuma complicação técnica foi registrada. Não houve acúmulo excessivo de placa sobre as próteses. A maioria dos pacientes estava satisfeita com o tratamento, com exceção de três pacientes que acharam a prótese muito volumosa. Nestes pacientes o ajuste do tamanho destas próteses revelou uma melhor satisfação na consulta de retorno após 14 dias. Os exames radiográficos não mostraram qualquer radiolusência entre o tecido ósseo e os implantes. Os tecidos gengivais marginais estavam saudáveis, exceto por uma leve inflamação e sangramento à sondagem encontrados em dois intermediários em dois pacientes, relacionados à higiene inadequada em consequência do formato desfavorável dos pânticos. Os autores concluíram que próteses reforçadas com fibras de carbono/grafite podem ser uma alternativa às infra-estruturas fundidas convencionais nas reabilitações protéticas realizadas na mandíbula.

Ainda em 1986, RUYTER, EKSTRAND E BJÖRK, avaliaram o efeito da adição de diferentes concentrações em peso de fibras de carbono/grafite na confecção de próteses fixas implanto-suportadas resinas baseadas em PMMA auto e termo-polimerizável sobre algumas de suas propriedades: contração de polimerização e resistência flexional. Foram estudados ainda a influência da temperatura de polimerização e o tempo de armazenamento em água sobre a estabilidade dimensional. Os grupos sem reforço exibiram pouca contração linear de polimerização, provavelmente devido à retenção dos espécimes na mufla durante a polimerização. Essa contração foi ainda menor nos espécimes reforçados. Durante a armazenagem em água, houve uma expansão linear mínima dos espécimes não reforçados, enquanto os espécimes reforçados não apresentaram qualquer expansão linear longitudinal, provavelmente devido à retenção longitudinal das dimensões do espécime pelas fibras presentes. Quando testados secos, houve um aumento significativo das propriedades flexionais dos espécimes à medida que era aumentado o conteúdo de fibra. Com o armazenamento em água, as propriedades flexionais de todos os grupos diminuíram, provavelmente em decorrência da absorção de água pela matriz polimérica e pelo efeito plastificante da água. A água absorvida também pode ter interagido com a superfície das fibras, levando a uma menor união entre as fibras e a matriz. Embora os espécimes reforçados tenham tido suas propriedades mecânicas reduzidas com o armazenamento em água, elas ainda eram superiores às propriedades dos materiais não reforçados. Não houve diferença nas propriedades flexionais entre os materiais auto e termo-polimerizáveis contendo 20% (em peso) de reforço. Assim, os autores concluíram que as próteses implanto-suportadas reforçadas com fibras de carbono/grafite podem ser uma alternativa às infra-estruturas fundidas convencionais.

BINON, P.P.; SULLIVAN, D.Y. (1990) descreveram uma técnica direta e outra indireta para a confecção de coroas provisórias em próteses parciais fixas implanto-suportadas, utilizando fibras com a finalidade de reforço. Na técnica direta os modelos de gesso são montados no articulador. Um enceramento de diagnóstico é realizado e transferido para um novo modelo. Esse modelo é duplicado e uma matriz de dois cm de espessura é prensada a vácuo sobre o enceramento. Os intermediários provisórios são conectados aos implantes intra-oralmente pelos parafusos de ouro. A matriz é testada em posição e, sobre o sítio cirúrgico é

colocado um lençol de borracha. Uma silicona é colocada na abertura oclusal dos cilindros. A matriz é preenchida com resina auto-polimerizável e assentada. A silicona é removida e os parafusos soltos após a presa inicial da resina. A prótese provisória é finalizada com as aberturas oclusais sendo preenchidas com *nylon*. Pela técnica indireta, os componentes de moldagem são colocados e os modelos obtidos. Os cilindros são colocados nos modelos, o enceramento é realizado, levado a mufla e prensado com a resina desejada. Os autores observam que na presença de cantilêveres ou longos vãos, há necessidade da inclusão de fibras de poli(aramida) Kevlar[®]. Nestas condições, o comprimento da fibra deve ser duas vezes o da prótese fixa, ficando a mesma embebida na resina, em forma de oito na região do pântico.

BERGENDAL, EKSTRAND e KARLSSON, em 1995, realizaram uma avaliação clínica longitudinal (32 a 56 meses) em pacientes tratados com implantes do tipo Brånemark e próteses feitas em PMMA associadas a uma fibra de carbono/grafite. Foram instaladas 27 destas próteses em 25 pacientes, sobre 119 implantes. Após a instalação da prótese, três implantes localizados na maxila foram perdidos. Após um tempo médio em função de 44 meses, 19 próteses (70%) ainda permaneciam *in situ*. Dentre as 19 próteses, cinco próteses fraturaram, das quais três foram trocadas e duas puderam ser reparadas. As fraturas foram percebidas precocemente após a carga e localizavam-se nos conectores localizados mais distalmente, estendendo à interface dos intermediários. Os autores concluíram que as próteses em PMMA associadas às fibras de carbono/grafite podem ser uma alternativa reabilitadora que apresenta alta precisão, baixo custo e bons resultados estéticos. As propriedades mecânicas apresentada após longos períodos, maiores que três anos, não são satisfatórias, porém o método apresenta condições promissoras de desenvolvimento.

BEHR et al., também no 2001, investigaram a resistência à fratura e a adaptação marginal de próteses realizadas em compósito e reforçadas por fibras de vidro, cimentadas ou parafusadas sobre implantes. O primeiro grupo consistiu de próteses reforçadas cimentadas com cimento resinoso sobre intermediários cônicos de titânio, o segundo grupo foi composto por próteses parafusadas. Após a ciclagem termo-mecânica simulando cinco anos de uso, todos os espécimes foram submetidos à carga até que fraturassem. A adaptação marginal foi investigada

usando análise microscópica de varredura. As próteses de quatro elementos cimentadas apresentaram resistência à fratura semelhante às próteses parafusadas. Da mesma forma a análise da adaptação marginal mostrou resultados similares para as próteses cimentadas e parafusadas. A adesão entre o material de cobertura (compósito) e o cimento resinoso deteriorou-se de forma significativa após a ciclagem termo-mecânica. Os autores concluíram que as próteses implanto-suportadas feitas com compósito reforçado por fibra de vidro, cimentadas ou parafusadas, podem se tornar uma alternativa às reconstruções metálicas.

FREILICH et al., 2002, explicam que o uso da tecnologia de compósitos reforçados por fibras para a criação de prótese sobre implantes livres de metal pode solucionar muitos dos problemas associados à infra-estrutura metálica, tais como corrosão, toxicidade, complexidade de fabricação, alto custo e limitações estéticas. Os autores discutem que as pesquisas clínicas e laboratoriais que avaliam as próteses de compósitos reforçados por fibras de vidro têm mostrado que esses materiais apresentam excelentes propriedades mecânicas e podem formar uma união química com os materiais de cobertura à base de resina, tais como aqueles usados na fabricação de certos tipos de próteses sobre implantes. Os autores salientam a necessidade de uma efetiva penetração e molhamento das fibras pela resina para que se obtenha um excelente desempenho mecânico. Assim, os autores propõem um sistema de fabricação de próteses sobre implantes parafusadas. Após o enceramento sobre os componentes provisórios, este é incluído e eliminado (técnica da cera perdida), deixando uma matriz para a injeção da resina de poli(metilmetacrilato) (PMMA) que ocupará o espaço da cera. A prótese é então, polimerizada, acabada e polida.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Ante a visível falta de trabalhos que tenham avaliado o efeito de diversos tipos de reforços sobre a resistência à fratura de próteses provisórias implanto-suportadas confeccionadas em resinas PMMA autopolimerizáveis, este estudo laboratorial tem como finalidade:

- 1) Avaliar o efeito de quatro diferentes tipos de reforços, na resistência a fratura de próteses parciais provisórias (1º pré-molar a 1º molar) confeccionados em uma resina PMMA autopolimerizável, sobre componentes protéticos do tipo UCLA em titânio.
- 2) Analisar e classificar os tipos de fraturas apresentados pelos espécimes dos grupos reforçados, assim como também do grupo controle.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para execução do presente trabalho foram confeccionados espécimes simulando próteses parciais fixas provisórias sobre implantes de três elementos (primeiro pré-molar a primeiro molar) utilizando o material e o método descritos a seguir.

Obtenção da matriz metálica para confecção e ensaio dos espécimes

Com o auxílio do Serviço Nacional de Aprendizagem Industrial (SENAI) foi fabricada uma matriz metálica em aço temperado que pudesse ser utilizada tanto na confecção dos corpos de prova quanto no ensaio de resistência à fratura, servindo de base para fixação dos espécimes.

Esta matriz apresenta as dimensões de 55 mm de comprimento, 40 mm de largura e 15 mm de altura, contendo orifícios (3,8 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento) perpendiculares à base para inserção dos análogos com hexágono externo, com distância entre centros de 15,0 mm. Lateralmente apresenta parafusos com 4,0 mm de diâmetro paralelos à base para auxiliar na fixação destes análogos. Sobre os análogos fixados nessa base serão parafusados os componentes do tipo UCLA para confecção dos provisórios e, posteriormente, servirão para a fixação da prótese provisória durante o ensaio mecânico. Para permitir a deformação do corpo de prova na região do pântico, onde será aplicada a carga, foi feito um entalhe na parte superior da matriz com dimensões aproximadas de 5 mm de altura e 10 mm de largura.

Obtenção da matriz de silicone para a confecção das próteses provisórias

Com o objetivo de padronizar a forma e as dimensões das próteses provisórias foi feita uma matriz em poli(vinilsiloxano) de uso laboratorial (Poly Pour, GC Lab Technologies Inc, Alsip, IL, USA) que pudesse ser utilizada diretamente sobre componentes metálicos do tipo UCLA, posicionados e parafusados sobre os

análogos já fixados na matriz metálica. Para a confecção desta matriz de silicone, foi encerada sobre os pilares do tipo UCLA uma prótese parcial fixa de três elementos, dando-lhe formas coronárias e oclusais de primeiro pré-molar (primeiro pilar); segundo pré-molar (pôntico); e primeiro molar (segundo pilar). Esta matriz de silicone, por fim, apresentou duas partes, uma base e uma caixa superior, além de orifícios localizados superiormente para injeção e extravasamento da resina acrílica.

Confecção dos espécimes

Todos os espécimes, com e sem reforço, foram preparados utilizando a resina Dencor[®] (Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo – SP), cor nº 66. A resina



Figura 1- Vista superior matriz base



Figura 2- Vista frontal matriz base

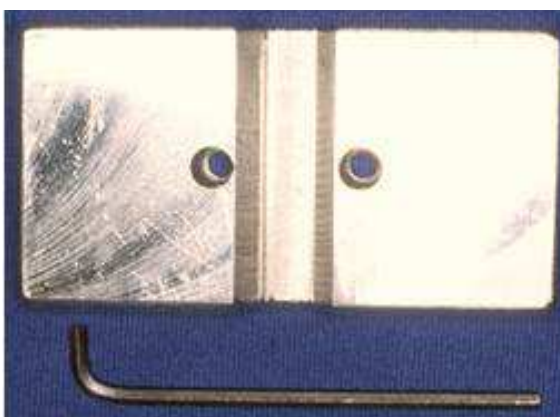


Figura 3 – Chave utilizada para a fixação dos análogos

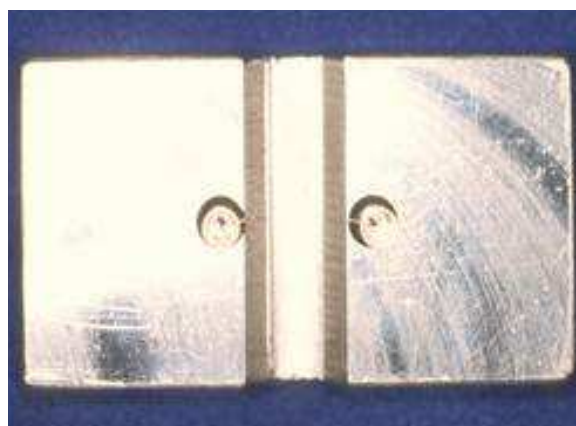


Figura 4 – Análogos e componentes protéticos fixados na matriz

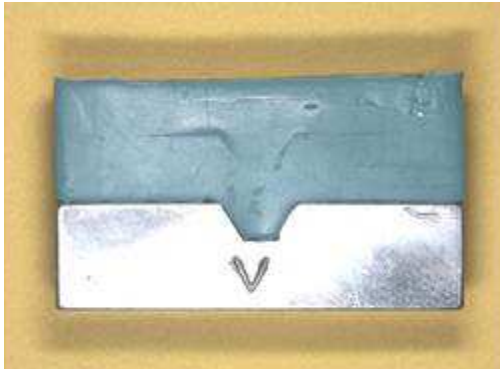


Figura 5



Figura 6



Figura 7

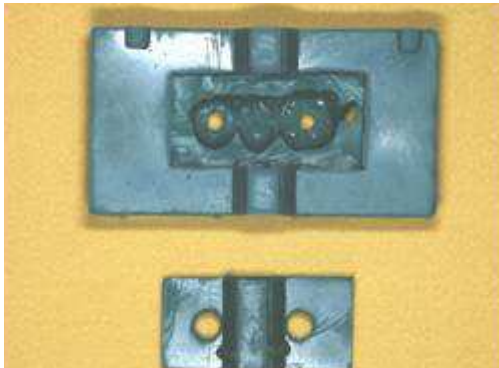


Figura 8

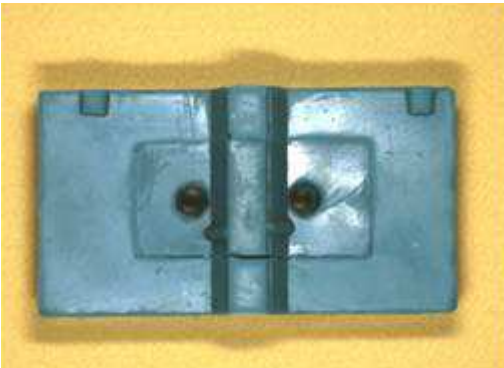


Figura 9

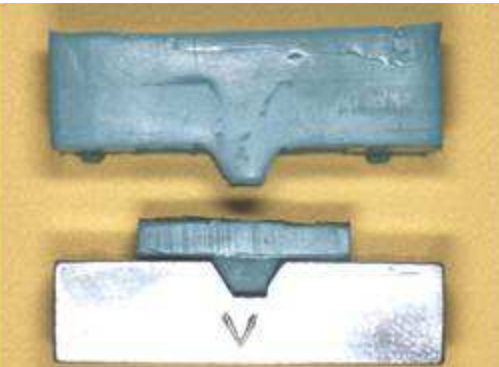


Figura 10

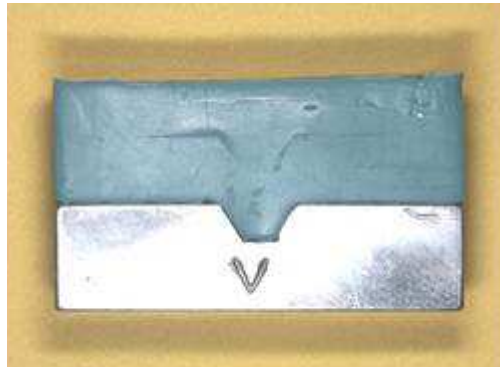


Figura 11

Dencor[®] é uma resina acrílica PMMA auto-polimerizável indicada, segundo os fabricantes, para a execução de restaurações, coroas e facetas, e empregada rotineiramente na confecção direta e indireta de próteses provisórias.

O presente estudo foi constituído por cinco grupos de nove espécimes cada um. Um grupo controle não reforçado e quatro grupos experimentais reforçados com fio metálico e três tipos de fibras. A divisão dos grupos, além das identificações e características dos reforços utilizados estão mostrados na Tabela 1

Tabela 1

Grupo (N = 9)	Nome/Fabricante	Composição	Medidas	Referência
CONTR OLE	Sem reforço	-	-	-
FIO 0,7	Fio metálico ortodôntico 0,7 Dental Morelli [®] Ind. Bras.	Aço inoxidável	Fio com 5 m de extensão e 0,70 mm de diâmetro	-
INTERLIG	Interlig [®] Ângelus [®] - Odonto- lógica Ind. Ltda – Londrina, PR – Brasil	Fibras de vidro trançadas impregnadas com resina composta	Seis fitas com 85 mm de extensão e 2,0 mm de largura	Nº ref.: 484 Nº lote: 1183
FIBRANTE	Fibrante [®] Ângelus [®] - Odonto- lógica Ind. Ltda – Londrina, PR – Brasil	Fibras de vidro unidirecionais impregnadas com glicoldimetacrilato	Um feixe de fibras com 500 mm de extensão	Nº ref.: 490 Nº lote: 1010
KEVLAR	Kevlar [®] – Du Pont [®] , Cidade, Estado, USA	Fibras unidirecionais de poli (aramida) sem impregnação	Malha medindo 1,0 $\times 10^6$ mm ²	Nº 29

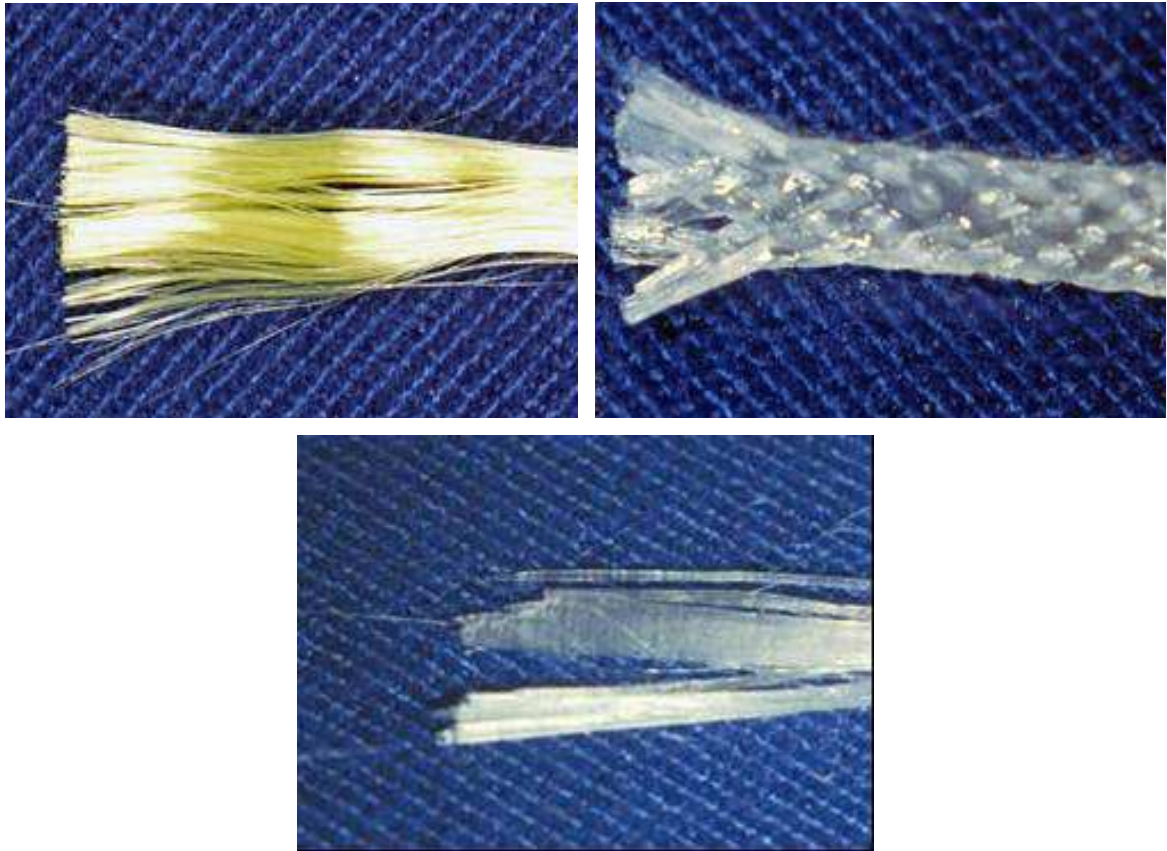


Figura 12 - Confeção dos espécimes sem reforço

Para confecção dos corpos de prova sem reforço que representaram o Grupo Controle o polímero (pó) da resina foi pesado em uma balança com precisão de 0,001 g (Sauter[®], model K1200, Switzerland), enquanto o monômero (líquido) foi aspirado e medido com uma pipeta (Pyrobras[®]) com capacidade de 2,0 ml, graduada em intervalos de 0,1 ml, com o auxílio de um pipetador (Bel-art products[®], Spain) para pipetas com volume de 1 a 5 ml.

Na mistura foram utilizados 2,80 g de polímero e 1,3 ml de monômero, equivalente a proporção em volume de 3:1 indicada pelo fabricante, sendo que somente uma porção dessa mistura foi utilizada para a confecção do corpo-de-prova. O líquido (monômero) foi despejado em um pote Dappen e sobre ele foi dispensado o pó (polímero). Usando-se uma espátula nº 7, foram misturados lentamente por cerca de cinco segundos. Esperou-se a saturação do conjunto por cerca de dois minutos no interior do pote Dappen com uma placa de vidro medindo 5 X 5 cm vedando-o superiormente.

Com os componentes provisórios tipo UCLA em titânio para implantes de 3,75 e 4,0 mm Ø, sem anti-rotacional (Código 008020 - Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), fixados à matriz metálica por parafusos de titânio (Código 119024 - Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil), a resina foi injetada através de uma seringa plástica de 10,0 ml na matriz de silicone posicionada sobre a matriz metálica e envolvendo os componentes protéticos tipo UCLA, por um dos orifícios até que extravasasse pelo outro. As partes da matriz foram acopladas com ajuda de uma pequena placa de vidro que era colocada sobre a matriz de silicone e fixada com elásticos até que mantivessem o máximo de contato possível analisado visualmente através das marcas coincidentes que possuía cada matriz. O excesso de resina extravasado pelos orifícios laterais da matriz foi removido com uma lâmina de bisturi nº 11. A manipulação e a inserção da resina foram realizadas em laboratório com temperatura e umidade relativa do ar controladas, em 22° C e 45 %, respectivamente.

O conjunto formado pelas matrizes contendo em seu interior a resina ainda plástica foi imerso em água em um recipiente plástico e permaneceu por dez minutos no interior de uma estufa (Fanem, mod. 315 – SE, SP, Brasil) a 37° C. Após a polimerização inicial o espécime foi removido cuidadosamente primeiro da matriz de silicone e logo desparafusado para o armazenado novamente em água a 37°C por 15 dias. O acabamento foi dado um dia antes do ensaio com fresas multilaminadas de carbide de tungstênio (Código H79 E. 104.050, Komet-Brasseler, Germany) e um disco de silicone abrasivo (Código 9627.900.220, Komet-Brasseler, Germany).

Após o acabamento as áreas de conexão foram novamente medidas, com o auxílio de um paquímetro digital Starrett 727 (Código 727 – 6/150, Starrett Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) confirmando suas medidas em altura e largura, de 5,5 ± 0,1 e 5,0 ± 0,1 mm, respectivamente, em ambos os conectores mesial e distal,. Em seguida os espécimes foram novamente armazenados em água a 37°C até o momento do ensaio.

Confecção dos espécimes com reforço

Os espécimes reforçados foram confeccionados de forma similar aos sem reforço, com a resina tendo sido igualmente proporcionada e misturada. As fibras Fibrante[®] e Kevlar[®] são dispostas em longos feixes, desta maneira, para que pudessemos padronizar a quantidade de ambas as fibras elas foram desfiadas de modo que os feixes de mesmo comprimento, cerca de 50 mm, tivessem o mesmo peso, que ao final foi cerca de 0,040 g de cada fibra utilizada para cada espécime. A fibra Interlig[®], por sua vez, é comercializada em forma de fita, e por isso foi utilizada 50 mm de sua extensão. Inicialmente, para os espécimes reforçados com as fibras Interlig[®], Fibrante[®] e Kevlar[®], a porção de fibras que seria utilizada foi imersa no monômero MMA da resina Dencor[®] durante cinco minutos. Após a remoção do excesso de monômero com lenços de papel, as fibras foram fixadas aos componentes protéticos do tipo UCLA, posicionados sobre os análogos presos a matriz metálica, através de um adesivo à base de cianocrilato (SuperBonder, Loctite-Henkel, São Paulo, Brasil) de forma que circundassem os componentes protéticos, numa altura acima 1,0 mm da porção gengival dos conectores, cruzassem formando um “x” na posição central do pântico, e ficassem totalmente imersas na resina acrílica. Para os espécimes reforçados com o fio Ø 0,7 mm, suas superfícies lisas foram modificadas para que se tornassem ásperas. Uma abrasão foi provocada através de uma ponta abrasiva de carborundum com granulação média (Pontas Schelble Ltda. Petrópolis –RJ. Ref. 02) sob baixa rotação aplicada em toda superfície de cada fio. Por fim, estes foram dobrados formando uma volta em cada extremidade para que pudessem ser fixados aos componentes protéticos e posicionados na mesma altura descrita anteriormente para as fibras de reforço.

A inserção da resina nos grupos com reforço foi realizada em duas fases: primeiro foi aplicada com a seringa sobre a base da matriz de silicone e sobre o reforço, evitando desta maneira a incorporação de bolhas de ar, em seguida posicionou-se a parte superior da matriz de silicone e o restante da resina foi injetado através de um dos orifícios até que houvesse o extravasamento. Após este procedimento seguiu-se a mesma seqüência de acoplagem das matrizes, polimerização a 37°C em estufa, acabamento e espera para o ensaio mecânico descrita anteriormente para o grupo sem reforço.

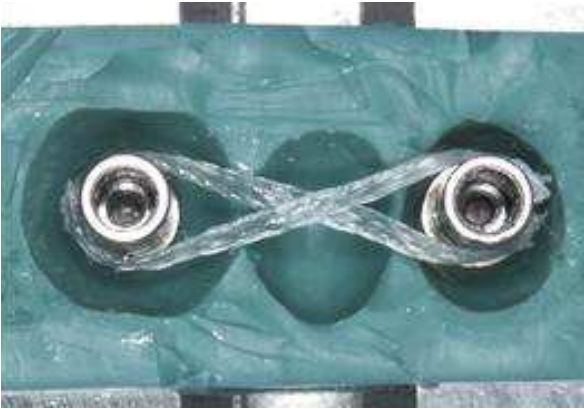


Figura 13

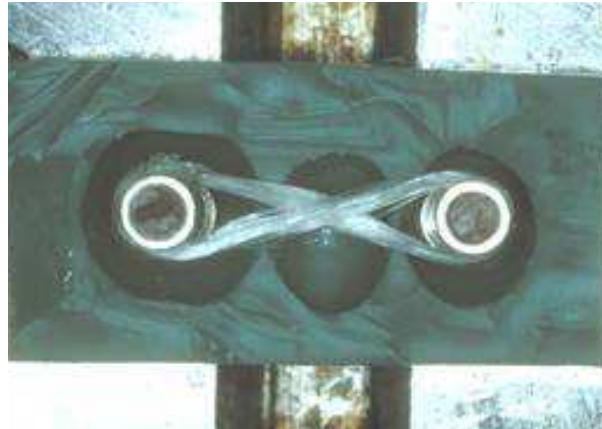


Figura 14

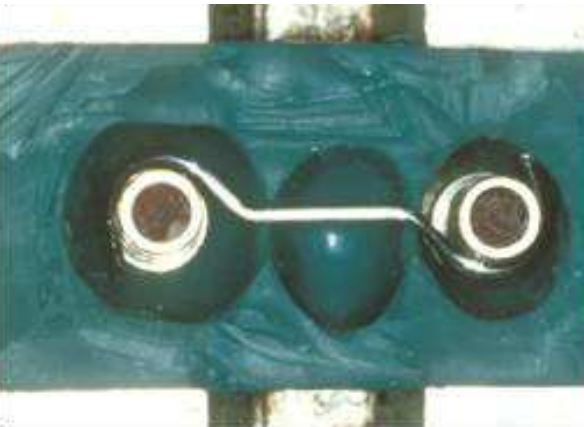


Figura 15



Figura 16



Figura 17



Figura 18



Figura 19

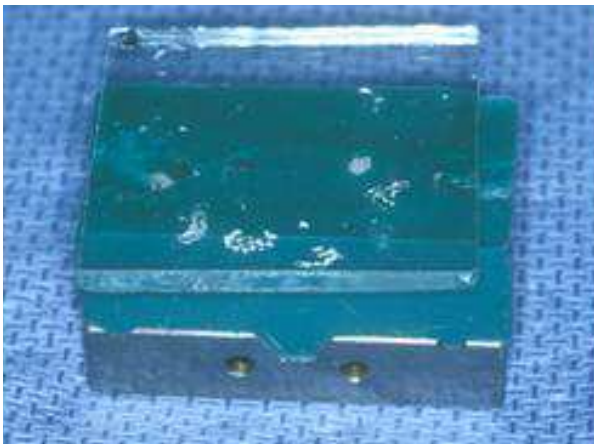


Figura 20

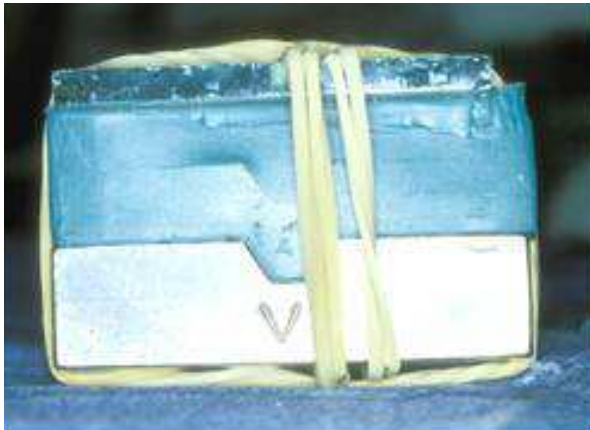


Figura 21



Figura 22



Figura 23



Figura 24

Ensaio mecânico

O ensaio mecânico para registro da resistência fratura e análise da deformação foram realizados através de uma máquina universal de ensaios Kratos[®] (Kratos- Dinamômetros Ltda. São Paulo – SP).

Os espécimes simulando próteses fixas provisórias foram posicionados sobre a matriz metálica através dos mesmos análogos e dos mesmos parafusos de titânio utilizados na sua confecção. Desta maneira, nenhum dos análogos e parafusos de titânio foram reutilizados, somando-se dois análogos e dois parafusos de titânio para cada corpo de prova. Para a fixação dos provisórios aos seus respectivos análogos cada parafuso foi apertado através de um torquímetro manual (3i Implants Innovations – USA) com um torque de 32 N/cm.

Após o posicionamento da prótese provisória à matriz metálica, uma ponta metálica com Ø 2,0 mm em aço temperado foi posicionada e ajustada ao centro do pântico, interpondo-se uma pequena folha de papel de alumínio dobrada com espessura de 0,5 mm, entre a ponta e o provisório.

O teste foi executado com o auxílio de uma célula de carga de 500 kgf, sendo que a máquina foi configurada para exercer uma pré-carga inicial de 0,050 kgf. A velocidade do cabeçote foi constante em 1,0 mm/ min.

Os espécimes foram submetidos à carga compressiva até a fratura. O valor de carga máximo, em kgf, obtido em cada espécime, foi registrado e impresso juntamente com o seu respectivo gráfico, através de um programa de computador próprio da Kratos[®].

Cálculo da resistência à fratura

O valor de resistência à fratura em kgf obtido em cada espécime foi multiplicado pelo valor aproximado da força da gravidade, ou seja 9,807, para se obter o resultado em Newton (N).

Classificação das fraturas

Cada corpo de prova após o ensaio foi avaliado com auxílio de uma lupa com aumento de quatro vezes (Bio-Art Equip. Odont. Ltda. São Carlos, SP - Brasil) para a classificação das fraturas. Os espécimes foram classificados com relação à fratura em três tipos descritos a seguir:

- a) Fratura Parcial, quando houve uma fratura que se estendeu à interface reforço-resina, ou às suas proximidades;
- b) Fratura Total Não Separada, quando a fratura se propagou para além do reforço e partiu o espécime em duas metades, porém foram mantidas unidas pelo reforço que não foi fraturado; e
- c) Fratura Total Separada, quando o espécime foi fraturado e completamente separado em duas metades, sendo que nas amostras reforçadas o material utilizado como reforço também sofreu fratura.

Análise Estatística

Os resultados da resistência à fratura 45 (quarenta e cinco) valores numéricos, resultante do intercruzamento de 4 (quatro) grupos experimentais e 1 (um) grupo controle e ao todo 9 (nove) repetições. Estes dados foram submetidos ao teste de Barlett, com significância de 5%, para constatar a Homogeneidade da amostra, e para verificar a Normalidade destes dados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov, com significância de 5%. Confirmando a Homogeneidade e a Normalidade dos dados efetuou-se o teste paramétrico de Análise de Variância (ANOVA), com significância de 5%, para conhecimento de existência de diferença estatística entre os grupos, quanto aos parâmetros avaliados. Efetuou-se então o Teste de Tukey para se esclarecer quais os grupos apresentaram médias significativamente diferentes entre si.

A análise das fraturas dos espécimes foi apresentada em porcentagem representando a ocorrência de cada tipo de fratura em cada grupo.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Grupo Interlig

Tabela 2 - Resina Dencor – Fibra de vidro trançada impregnada com resina composta (Ângelus)

ESPÉCIME	CARGA (Kgf)	CARGA (N)	DEF(mm)20Kgf	DEF(mm)40Kgf	MODO DE FRATURA
1	109,13	1070,23	0,10	0,20	Parcial-não separada
2	103,88	1018,75	0,12	0,24	Parcial-não separada
3	107,88	1057,97	0,15	0,27	Parcial-não separada
4	113,50	1113,09	0,13	0,24	Parcial-não separada
5	110,25	1081,22	0,14	0,26	Parcial-não separada
6	120,75	1184,19	0,15	0,27	Parcial-não separada
7	99,38	984,61	0,11	0,25	Parcial-não separada
8	109,88	1077,59	0,12	0,24	Parcial-não separada
9	118,63	1063,40	0,14	0,27	Parcial-não separada
MÉDIA	110,36	1083,45	0,12	0,24	

Grupo Fibrante

Tabela 3 - Resina Dencor – Fibra de vidro unidirecional com agente umectante (Ângelus)

ESPÉCIME	CARGA (Kgf)	CARGA (N)	DEF(mm)20Kgf	DEF(mm)40Kgf	MODO DE FRATURA
1	101,50	995,41	0,12	0,41	Parcial-não separada
2	123,75	1213,61	0,15	0,27	Parcial-não separada
3	87,25	855,66	0,15	0,27	Parcial-não separada
4	91,75	899,79	0,12	0,24	Parcial-não separada
5	114,88	1126,62	0,14	0,26	Parcial-não separada
6	113,38	1111,91	0,13	0,25	Parcial-não separada
7	103,75	1017,47	0,13	0,25	Parcial-não separada
8	103,50	1015,02	0,13	0,24	Parcial-não separada
9	98,87	969,61	0,23	0,39	Parcial-não separada
MÉDIA	104,29	1022,78	0,14	0,28	

Grupo Kevlar 29

Tabela 4 - Resina Dencor – Fibra de poliaramida (Dupont)

ESPÉCIME	CARGA (Kgf)	CARGA (N)	DEF(mm)20Kgf	DEF(mm)40Kgf	MODO DE FRATURA
1	102,63	1006,49	0,12	0,23	Parcial-não separada
2	79,50	779,65	0,10	0,23	Parcial-não separada
3	116,13	1138,88	0,18	0,34	Parcial-não separada
4	108,00	1059,15	0,14	0,33	Parcial-não separada
5	93,50	916,95	0,15	0,31	Parcial-não separada
6	82,50	809,07	0,16	0,34	Parcial-não separada
7	107,63	1055,52	0,12	0,26	Parcial-não separada
8	110,00	1078,77	0,12	0,25	Parcial-não separada
9	87,50	858,11	0,11	0,26	Parcial-não separada
MÉDIA	98,59	966,95	0,13	0,28	

Grupo Fio 0,7

Tabela 5 - Resina Dencor – Fio ortodôntico 0,7 de diâmetro

ESPÉCIME	CARGA (Kgf)	CARGA (N)	DEF(mm)20Kgf	DEF(mm)40Kgf	MODO DE FRATURA
1	95,00	931,66	0,14	0,30	Total-não separada
2	99,13	972,16	0,10	0,31	Total-não separada
3	90,50	887,53	0,09	0,26	Total-não separada
4	94,88	930,48	0,09	0,23	Total-não separada
5	83,13	815,25	0,10	0,30	Total-não separada
6	72,50	711,00	0,07	0,26	Total-não separada
7	79,88	783,38	0,07	0,22	Total-não separada
8	88,00	863,01	0,15	0,33	Total-não separada
9	96,50	946,37	0,08	0,22	Total-não separada
MÉDIA	88,83	871,20	0,09	0,27	

Grupo Controle

Tabela 6 - Resina Dencor – Sem reforço

ESPÉCIME	CARGA (Kgf)	CARGA (N)	DEF(mm)20Kgf	DEF(mm)40Kgf	MODO DE FRATURA
1	58,00	568,80	0,22	0,46	Total-separada
2	91,13	893,71	0,18	0,35	Total-separada
3	81,38	798,09	0,20	0,42	Total-separada
4	98,50	965,98	0,12	0,35	Total-separada
5	83,00	813,98	0,14	0,31	Total-separada
6	83,38	817,70	0,14	0,39	Total-separada
7	64,25	630,09	0,12	0,34	Total-separada
8	79,63	780,93	0,17	0,35	Total-separada
9	95,00	931,66	0,13	0,33	Total-separada
MÉDIA	81,58	800,10	0,15	0,36	

Análise de variância (ANOVA) dos resultados da resistência à fratura dos espécimes

Tabela 7

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	" F "	Probabilidade
Entre grupos	468593.55063	4	117148.38765	10.07414	0.00000
Resíduo	465144.68855	40	11628.617213		
Total	933738.23919	44			

Bartlett = 5.002842 Prob. = 0.287005

Tabela 8

Grupo	Média	D. padrão	N. de Valores
Controle	800.1044	130.797588	9
Fibrante	1022.788	112.840155	9
Fio 0,7	871.2044	86.4967631	9
Interlig	1083.450	63.4801411	9
Kevlar	966.9544	129.579157	9

Comparações individuais obtidas através do Teste de Tukey, com nível de significância de 0.05

Tabela 9

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
CONTROLE X FIBRANTE	-22.68444	145.233915	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X FIO	-71.100000	145.233915	Não significativa
CONTROLE X INTERLIG	-283.34555	145.233915	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X KEVLAR	-166.85000	145.233915	<i>SIGNIFICANTE</i>
FIBRANTE X FIO 0,7	151.584444	145.233915	<i>SIGNIFICANTE</i>
FIBRANTE X INTERLIG	-60.661111	145.233915	Não significativa
FIBRANTE X KEVLAR	55.8344444	145.233915	Não significativa
FIO 0,7 X INTERLIG	-212.24555	145.233915	<i>SIGNIFICANTE</i>
FIO 0,7 KEVLAR	-95.750000	145.233915	Não significativa
INTERLIG X KEVLAR	116.495555	145.233915	Não significativa

Análise de variância (ANOVA) dos resultados da deformação quando aplicada uma força de 20 Kgf nos espécimes

Tabela 10

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	" F "	Probabilidade
Entre grupos	0.01732444	4	0.00433111	5.072218	0.00211
Resíduo	0.03415556	40	0.00085389		
Total	0.05148000	44			

Bartlett = 4.273079 Prob. = 0.370308

Tabela 11

Grupo	Média	D. padrão	N. de Valores
Controle	0.157777	0.03632416	9
Fibrante	0.144444	0.03395258	9
Fio 0,7	0.098888	0.02848001	9
Interlig	0.128888	0.01763834	9
Kevlar	0.133333	0.02598076	9

Comparações individuais obtidas através do Teste de Tukey, com nível de significância de 0.05

Tabela 12

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
CONTROLE X FIBRANTE	0.01333333	0.03935543	Não significativa
CONTROLE X FIO	0.05888889	0.03935543	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X INTERLIG	0.02888889	0.03935543	Não significativa
CONTROLE X KEVLAR	0.02444444	0.03935543	Não significativa
FIBRANTE X FIO 0,7	0.04555556	0.03935543	<i>SIGNIFICANTE</i>
FIBRANTE X INTERLIG	0.01555556	0.03935543	Não significativa
FIBRANTE X KEVLAR	0.01111111	0.03935543	Não significativa
FIO 0,7 X INTERLIG	-0.0300000	0.03935543	Não significativa
FIO 0,7 KEVLAR	-0.0344444	0.03935543	Não significativa
INTERLIG X KEVLAR	-0.0044444	0.03935543	Não significativa

Análise de variância (ANOVA) dos resultados da deformação quando aplicada uma força de 40 Kgf nos espécimes

Tabela 13

Fonte de variação	Soma de quadrados	Graus de liberdade	Quadrado médio	" F"	Probabilidade
Entre grupos	0.07215556	4	0.01803889	8.247396	0.00005
Resíduo	0.08748889	40	0.00218722		
Total	0.15964444	44			

Bartlett = 7.610445 Prob. = 0.106936

Tabela 14

Grupo	Média	D. padrão	N. de Valores
Controle	0.366666	0.04769696	9
Fibrante	0.286666	0.06538348	9
Fio 0,7	0.270000	0.04153312	9
Interlig	0.248888	0.02260777	9
Kevlar	0.283333	0.04636809	9

Comparações individuais obtidas através do Teste de Tukey, com nível de significância de 0.05

Tabela 15

Comparação	Diferença	Valor crítico	Interpretação
CONTROLE X FIBRANTE	0.08000000	0.06298693	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X FIO	0.09666667	0.06298693	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X INTERLIG	0.11777778	0.06298693	<i>SIGNIFICANTE</i>
CONTROLE X KEVLAR	0.08333333	0.06298693	<i>SIGNIFICANTE</i>
FIBRANTE X FIO 0,7	0.01666667	0.06298693	Não significativa
FIBRANTE X INTERLIG	0.03777778	0.06298693	Não significativa
FIBRANTE X KEVLAR	0.00333333	0.06298693	Não significativa
FIO 0,7 X INTERLIG	0.02111111	0.06298693	Não significativa
FIO 0,7 KEVLAR	-0.01333333	0.06298693	Não significativa
INTERLIG X KEVLAR	-0.03444444	0.06298693	Não significativa

Classificação das fraturas

As fraturas apresentadas pelos espécimes seguiram um padrão que nos possibilitou elaborar um sistema de classificação que consistiu de quatro diferentes tipos bem definidos, ilustrados a seguir

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Diversos autores defendem que os polímeros à base de PMMA utilizados para a confecção de próteses provisórias exibem uma resistência à fratura diminuída sob a influência de cargas oclusais. Muitos deles propõem a inclusão nesses polímeros de reforços tais como as fibras de carbono (Ekstrand, K.; Ruyter, E.; Wellendorf, H., 1987) (Larson, W.R. et al., 1991) (Yazdanie, N.; Mahood, M., 1985) fibras de aramida (Berrong, J.M.; Weed, R.M.; Young, J.M. 1990) (Henry, P.J.; Bishop, B.M.; Purt, R.M. 1990/1991) (Powell et al. 1994), fibras de poli(etileno) (Braden, M. Et Al., 1988) (Chow, T.W. Et Al., 1998) (Dixon, D.L.; Breeding, L.C., 1992) (Gutteridge, D.L.,1988) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W., 1992) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W.; Cheng, Y.Y. 1994) (Ladizesky, N.H. Et Al. 1993) (Ladizesky, N.H. Et Al. 1993) (Ramos, V.; Runyan, D.A.; Christensen, L.C., 1996) (Samadzadeh, A. Et Al.,1997) (Taner, B. Et Al.,1999) (Uzun, G.; Hersek, N.; Tinçer, T., 1999) (Vallittu, P.K., 1997), fibras de vidro (Henry, P.J.; Bishop, B.M.; Purt, R.M., 1990/1991) (Miettinen, V.M.; Vallittu, P.K., 1996) (Miettinen, V.M.; Vallittu, P.K., 1997) (Nagai, E. Et Al., 2001) (Nohrström, T.J.; Vallittu, P.K.; Yli-Urpo, A., 2000) (Polyzois, G.L. Et Al., 2001) (Stipho, H.D., 1998) (Stipho, H.D. 1998) (Vallittu, P.K., 1993) (Vallittu, P.K., 1994) (Vallittu, P.K., 1995) (Vallittu, P.K., 1997) (Vallittu, P.K.,1998) (Vallittu, P.K., 1998) (Vallittu, P.K., 2001) (Vallittu, P.K. 1998) (Vallittu, P.K. 1999) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P. 1992) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994) (Vallittu, P.K.; Narva, K. 1997) (Vallittu, P.K.; Ruyter, I.E.; Ekstrand, K. 1998) (Vallittu, P.K.; Vojtkova, H.; Lassila, V.P. 1995), fibras de sílica (Vallittu, P.K.; Ruyter, I.E.; Ekstrand, K. 1998), fibras de alumínio (Grant, A.A.; Greener, E.H. 1967), bandas ortodônticas (Hazelton, L.R. Et Al. 1995) e fios metálicos (Carroll, C.E.; Von Fraunhofer, J.A. 1984) (Hazelton, L.R. Et Al. 1995) (Nagai, E. Et Al. 2001) (Polyzois, G.L. Et Al. 2001) (Powell Et Al. 1994) (Ramos, V.; Runyan, D.A.; Christensen, L.C. 1996) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P. 1992) (Vallittu, P.K.; Vojtkova, H.; Lassila, V.P. 1995), com a finalidade de aumentar a sua resistência mecânica.

Procuramos utilizar fios metálicos, fibras de vidro e fibras de poli(aramida), materiais já descritos por outros pesquisadores, mas que pelo nosso conhecimento

ainda não foram avaliados através de próteses provisórias sobre componentes de implantes.

Dentre todos os grupos reforçados, aqueles que alcançaram maior média de resistência à fratura foram os que utilizaram a fibra de vidro trançada pré-impregnada com resina composta foto-polimerizável, Interlig[®] (1083 N); a fibra de vidro unidirecional pré-impregnada com dimetacrilato de glicol, Fibrante[®] (1022 N) e a fibra de poli(aramida) unidirecional sem pré-impregnação, Kevlar[®] 29, aumentando em 26%, 22% e 17%, respectivamente, esta resistência em relação ao grupo controle (800 N), não havendo diferença estatística significativa entre eles. O grupo reforçado com fio de aço com Ø 0,7 mm (871 N) apareceu em seguida com uma resistência somente 8% maior e semelhante àquela apresentada pelo grupo sem reforço (Controle).

Trabalhos que comparam o efeito entre fios metálicos e fibras em suas diversas composições nas propriedades mecânicas da resina PMMA são escassos e ilustram resultados divergentes. CARROLL; VON FRAUNHOFER (1984) checaram a resistência flexional de uma resina quando reforçada com fios metálicos de diversos diâmetros. Encontraram que o fio de aço Ø 0,7 mm de diâmetro aumentou esta resistência em apenas 13%, porém estatisticamente significativo comparado ao grupo sem reforço. VALLITTU; LASSILA, em 1992, compararam reforços metálicos (fios semicirculares, fios cilíndricos com 1,0 mm de diâmetro, fios achatados trançados e malhas) com diversos tipos de fibras, incluindo a fibra de vidro. Concluíram que nenhuma das fibras estudada em sua pesquisa teve um efeito tão favorável quanto o fornecido pelos fios metálicos.

O método e o resultados apresentados no nosso trabalho em relação ao uso de fio metálico são semelhantes aos realizados e encontrados por POWELL et al (1994), o qual simularam próteses parciais fixas de três elementos e não observaram uma influência significativa na resistência à fratura quando se utilizou um fio metálico Ø 0,9 mm, em relação ao grupo sem reforço.

Algumas variáveis presentes nesses estudos contam a favor dos resultados discrepantes, quando comparados entre eles e com os nossos. CARROLL; VON FRAUNHOFER (1984), por exemplo, utilizaram uma técnica de manipulação da

resina pela técnica da saturação com o auxílio de um pincel (“salt-and-pepper”), sendo que o fio utilizado tinha sua superfície lisa. POWELL et al (1994), da mesma forma, fez uso de fios metálicos lisos, porém polimerizaram a resina sob pressão e calor.

Escolhemos tornar áspera a superfície do fio de aço Ø 0,7 mm através da abrasão mecânica com uma ponta abrasiva cilíndrica de carborundum, sob baixa rotação, para que pudesse evitar o seu micro-deslizamento no interior do espécime diminuindo seu efeito sobre a resistência e a rigidez da resina (Powell et al. 1994). Essa técnica foi eleita após um teste piloto em que foi notado os melhores resultados com o fio tratado superficialmente por essa técnica (Bastos, L.G.C.; Ferreira, P. M. 2003) Esperávamos que uma melhor interação mecânica entre a superfície do fio de aço e a resina melhorasse a resistência à fratura dos espécimes, pelo aumento da resistência ao alongamento de partes da resina evitando posterior falha por tensões de tração como encontrados em alguns estudos (Carroll; Von Fraunhofer, 1984) (Vallittu; Lassila, 1992) (Bastos, L. G. C.; Ferreira, P. M. 2003).

No presente trabalho, entretanto, não encontramos diferença na resistência à fratura do grupo reforçado com fio Ø 0,7 mm em relação ao grupo sem reforço. Isto pode ser explicado pelo fato de que, ao contrário dos trabalhos que utilizaram espécimes em forma de barras com área de secção diminuída (4,0 Mm² BASTOS, L. G. C.; FERREIRA, P. M. 2003) (12,0 Mm² VALLITTU; LASSILA 1992) e apresentaram resultados favoráveis com os fios metálicos, utilizamos corpos de prova em forma de próteses provisórias apresentando dimensões semelhantes à realidade clínica. Desta maneira, um fio metálico nestas dimensões (Ø 0,7mm), rotineiramente utilizado com a finalidade de “reforçar” próteses provisórias parece não representar vantagem mecânica alguma quando utilizamos conectores que apresentam uma área transversal (5,5 mm de altura x 5,0 mm largura) de cerca de 27,5 mm². A ineficácia observada pelo fio metálico pode ser explicada pela sua pobre união às resinas, e por ter abrangido somente uma pequena porção da área total do conector. Mesmo sendo um corpo rígido e resistente e ter sido inserido numa posição mais adequada à resistência aos esforços, isto é, na porção inferior da área de conexão, o fio metálico não foi capaz de impedir que regiões da resina pudessem ser deformadas e submetidas às forças de tração, ou mesmo evitar a propagação de trincas que causassem a completa fratura do provisório.

As fibras de vidro têm sido associadas ao aumento da resistência flexional de espécimes de resina PMMA. Vallittu (1993), Vallittu; Lassila; Lappalainen (1994), Vallittu (1994), Vallittu (1995), Miettinen, Vallittu (1996), Vallittu (1997), Miettinen, Vallittu (1997), Stipho (1998), Vallittu; Ruyter; Ekstrand (1998), Vallittu (1998), Vallittu (1999), John, Gangadhar E Shah (2001), Bastos; Ferreira, (2003), Keyf, Uzun e Mutlu (2003), Kim E Watts (2004), Hamza et al. (2004) Narva et al (2005) encontraram em seus trabalhos um aumento significativo da resistência flexional entre 18% e 315% em relação a espécimes em resina PMMA não reforçados. UZUM; HERSEK; TINÇER (2000), por sua vez não encontraram efeito relevante na resistência flexional de espécimes em PMMA reforçados com fibras de vidro.

Resultados da mesma maneira discrepantes foram encontrados sobre o efeito das fibras de poli(aramida) Kevlar[®] nas propriedades mecânicas de resinas PMMA. VALLITTU (1993), VALLITTU; LASSILA; LAPPALAINEN (1994), JOHN; GANGADAHAR; SHAH (2001) relataram um aumento relevante da resistência flexional entre 22% e 41% de espécimes em PMMA utilizando as fibras de poli(aramida). HENRY; BISHOP; PURT (1990/1991), POWELL et al (1994), UZUN; HERSEK; TINÇER (1999) por sua vez, não encontraram efeito significativo dessa fibra sobre a resistência à flexão de amostras em resina PMMA.

Algumas variáveis relacionadas ao material e métodos destes estudos podem justificar a diferença entre os seus resultados. Por exemplo, diversos autores defendem que quanto melhor a união entre as fibras de vidro e a resina, maior a resistência flexional dos espécimes (Ekstrand, K.; Ruyter, E.; Wellendorf, H. 1987) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W. 1992) (Nagai, E. Et Al. 2001) (Uzun, G.; Hersek, N.; Tinçer, T. 1999) (Vallittu, P.K. 1993) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P. 1992) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994) (Vallittu, P.K.; Ruyter, I.E.; Ekstrand, K. 1998).

O silano tem sido descrito como o material que promove esta união efetiva entre o PMMA e a fibra de vidro (Vallittu, P. K. 1993) (Vallittu, P. K. 1997) (Vallittu, P. K.; Lassila, V. P. 1992) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994) (Vallittu, P.K.; Ruyter, I.E.; Ekstrand, K. 1998). Justificando a sua importância, há pelo menos um estudo que compara dois compostos de silano aplicados sobre uma fibra de vidro e o seu efeito na resistência flexional de uma resina PMMA (VALLITTU, P. K.

1993). Fibras de vidro não silanizadas, assim sendo para alguns autores, parecem não exercer qualquer influência na resistência de polímeros PMMA (Henry, P.J.; Bishop, B.M.; Purt, R.M. 1990/1991) (Vallittu, P.K. 1993) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P. 1992). Experimentamos dois tipos de fibras de vidro. Uma impregnada com resina composta e uma impregnada com glicoldimetacrilato. Muitos detalhes da composição destas fibras, como por exemplo, a concentração de sílica, composição da matriz resinosa que envolve a sílica, tipo de silano utilizado na superfície das fibras e composição da resina composta que impregna as fibras, não são disponíveis pelos fabricantes e, provavelmente, são segredos industriais. Este fato contribui com a dificuldade de se discutir nossos resultados e compará-los com os de outros autores. Analisando os resultados do nosso estudo, utilizando ambas as fibras de vidro, as trançadas (Interlig[®]) e as unidirecionais (Fibrante[®]), observamos que foram estas que provocaram os maiores valores de resistência à fratura dos espécimes simulando próteses provisórias implanto-suportadas. Podemos explicar estes resultados citando que as fibras Interlig[®] são fibras silanizadas e pré-impregnadas com uma resina composta foto-polimerizável e que as fibras Fibrante[®] são umectadas com um agente ligação cruzada para as resinas PMMA, o dimetacrilato de glicol. De alguma maneira estas duas formas de “pré-impregnação” parecem favorecer uma certa união destas fibras a matriz da resina PMMA.

A forma como as fibras de vidro ou de poli(aramida) são tratadas imediatamente antes de sua inclusão no interior do espécime em PMMA é, igualmente, uma variável relevante (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994). A imersão destas fibras em monômero MMA é vista por alguns autores como causa da presença de bolhas de ar na interface fibra-resina em decorrência da maior contração de polimerização do monômero MMA (21%) comparado ao polímero PMMA (7%) (Vallittu, P. K. 1998) (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994). Eles associaram esta diferença na contração de polimerização com um menor aumento da resistência flexional e, por isso, propuseram a adição de uma mistura fluida de PMMA-MMA, preferencialmente, à imersão desta fibra em monômero MMA (Vallittu, P.K.; Lassila, V.P.; Lappalainen, R. 1994) (Vallittu, P. K. 1998). O aumento de monômero líquido MMA ao redor das fibras antes de sua incorporação à mistura final da resina PMMA, entretanto, parece contribuir com um melhor molhamento das fibras e menor incorporação de bolhas de ar (Vallittu, P. K. 1995). Vallittu (Vallittu,

P.K.; Ruyter, I.E.; Ekstrand, K. 1998), em 1998, além disso, observou que o uso de uma mistura fluida de PMMA-MMA não resulta em uma impregnação ótima das fibras pela resina PMMA. Escolhemos, por isso, imergir todos os reforços utilizados em nosso trabalho em monômero MMA, pois é relatado em vários estudos como sendo um método de se melhorar a união entre reforços de qualquer natureza e a resina (Dixon, D.L.; Breeding, L.C. 1992) (Gutteridge, D.L. 1988) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W. 1992) (Ladizesky, N.H. Et Al. 1993) (Ladizesky, N.H. Et Al. 1993) (Ramos, V.; Runyan, D.A.; Christensen, L.C. 1996) (Samadzadeh, A. Et Al. 1997) (Vallittu, P. K. 1995) (Vallittu, P. K. 1997) (Vallittu, P. K. 1997) (Vallittu, P. K. 1998) (Vallittu, P.K.; Vojtkova, H.; Lassila, V.P. 1995) (Yazdanie, N.; Mahood, M. 1985).

As fibras de poli(aramida), ao contrário das fibras de vidro compostas basicamente de óxido de sílica, são baseadas em um polímero orgânico denominadas comercialmente de Kevlar[®] (DuPont Co[®]). Estas fibras são originadas quimicamente da família dos *nylons* e apresentam aplicações industriais diversas: na construção de embarcações, como polímero estrutural, por possuírem uma alta resistência mecânica com uma densidade muito baixa; na indústria aeronáutica por sua alta tenacidade à fadiga, alta resistência ao fogo e rigidez estrutural; na indústria bélica por sua alta resistência à tração, alta resistência química, alta resistência ao corte, propriedades requeridas à fabricação de laminados à prova de bala. Estas características apresentadas pelas fibras Kevlar[®], alta resistência à tração e alto módulo de elasticidade (rigidez) tornaram-na um material bem visto na Odontologia com a indicação de reforçar as resinas odontológicas.

As fibras sejam elas de vidro ou de poli(aramida) Kevlar[®], agem sobre a resistência ao dobramento de resinas como o PMMA aumentando a resistência à tração das regiões mais inferiores do espécime e evitando a sua fratura através da interrupção da propagação de trincas (Powell Et Al. 1994). A localização das fibras no interior do espécime é, por isso, de suma importância. Como dito anteriormente, um corpo de prova em forma de prótese provisória sobre implante sendo submetido a um teste de dobramento, compressivo, de resistência à fratura, sofre deformação compressiva na superfície oclusal do pântico onde está sendo exercida a força e deformação de tração na superfície gengival das áreas dos conectores. Seguindo esta teoria, a melhor localização para se inserir as fibras seria o mais inferiormente possível nas áreas de conexão onde se acumulam as tensões de tração (Nohrström,

T.J.; Vallittu, P.K.; Yli-Urpo, A. 2000) (Powell, Et Al. 1994) (Ramos, V.; Runyan, D.A.; Christensen, L.C. 1996) (Vallittu, P.K. 1997) (Vallittu, 1997) (Vallittu, 1998, JPD 79(2)).

Na investigação das fraturas utilizamos o sistema de classificação baseado na observação visual, com auxílio de uma lupa com aumento de quatro vezes, proposto por BASTOS, FERREIRA (2003) onde a fratura apresentada pelo espécime é classificada em quatro tipos distintos: Ausente; Parcial; Total Não Separada e Total Separada.

Analisando as fraturas apresentadas pelos espécimes, observamos que nos grupos sem reforços (Grupo Controle) e no grupo reforçado com fio metálico (Grupo Fio 0,7), as fraturas originaram-se da superfície gengival de uma das áreas de conexão onde se concentram durante a deflexão, as tensões de tração, estendendo obliquamente em direção a superfície oclusal do pântico causando a separação completa em duas partes dos provisórios sem reforço (Fratura Total Separada). Nos espécimes que apresentavam o fio metálico a fratura aconteceu também com completa separação, porém com o fio mantendo as duas partes contíguas (Fratura Total Não Separada). Nos grupos reforçados com as fibras de vidro trançadas (Grupo Interlig), fibras de vidro unidirecionais (Grupo Fibrante) e fibras de poli(aramida) (Grupo Kevlar) a fratura se estendeu, da mesma forma, da parte gengival da área de um dos conectores em direção oblíqua à superfície oclusal, porém interrompida pela presença de uma destas fibras (Fratura Parcial).

A capacidade dos reforços estudados em conter a propagação desta fratura é que vai ditar o modo de fratura do espécime em resina. A fratura, uma vez gerada, ao se propagar no interior do espécime e encontrar o reforço em uma direção perpendicular, pode levar a uma falha na interface adesiva entre a fibras e a resina que pode ser estabilizada (Fratura Parcial) ou continuar até a fratura total do polímero, porém, sem fraturar a fibra, que permanecendo íntegra, mantém as duas partes fraturadas da resina unidas (Fratura Total Não Separada). Se a adesão entre as fibras e a resina, entretanto, for maior que a resistência coesiva da fibra, isto pode levar a fratura completa da fibra (Fratura Total Separada). Esta resistência à propagação da fratura pode ser atribuída a uma real união química ou a retenção mecânica da fibra à resina, ou ainda, a ambos (Grant, A.A.; Greener, E.H. 1967)

(Henry, P.J.; Bishop, B.M.; Purt, R.M. 1990/1991) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W. 1992) (Ladizesky, N.H.; Chow, T.W.; Cheng, Y.Y. 1994) (Vallittu, P. K.; Narva, K. 1997):

Avaliando as fraturas dos espécimes encontramos que o grupo controle obteve 100% de fraturas do tipo Total Separada, evidenciando a incapacidade da resina PMMA, em um certo momento, dissipar as tensões induzidas sobre ela quando submetida à uma carga que tende a flexioná-la (Bastos, Ferreira 2003). Com relação aos grupos reforçados que efetivamente aumentaram a resistência flexional dos espécimes em resina, no entanto, a prevalência deste tipo de fratura foi de 0%. As fraturas parciais foram observadas em 100% dos espécimes reforçados com as fibras de vidro Interlig[®], as fibras de vidro Fibrante[®] e as fibras de poli(aramida) Kevlar[®]. As fraturas totais não-separadas somente estiveram presentes no grupo reforçado com o fio metálico Ø 0,7 mm. Estes resultados estão de acordo com o estudo de SAMADZADEH (1997), em que, submetendo próteses parciais fixas confeccionadas em PMMA reforçadas com uma fibra de poli(etileno) à uma carga axial não observou fraturas totais com separação da prótese em dois segmentos, ao contrário, as conexões permaneceram intactas e somente uma porção do pântico foi perdida em função da falha coesiva do PMMA. Em condições clínicas, a ausência da fratura ou a fratura parcial fazem parte, certamente, de um comportamento ideal esperado de uma prótese provisória pois reduzem o risco da perda, ingestão ou aspiração da prótese provisória, visto que fraturas do tipo total separada, acarretam em um maior tempo clínico na confecção de novas restaurações. (Berrong, J.M.; Weed, R.M.; Young, J.M. 1990) (Hazelton, L.R. Et Al. 1995) (Samadzadeh, A. Et Al. 1997) (Vallittu, 1998).

A partir do método utilizado para análise dos espécimes após o ensaio mecânico, não foram observadas em nenhum dos grupos qualquer outra forma de falha, como exemplo a fratura na interface resina-componente protético ou fratura na margem dos provisórios ou, ainda, fratura dos parafusos protéticos.

A indicação de se utilizar fibras com a intenção de reforçar as próteses fixas implanto-suportadas é defendida por diversos autores (Ruyter 1986; Bjork 1986; Bergendal 1995; Binon 1990 ; Duncan 2000; Behr 2001). Os autores fundamentam-se que os benefícios do uso das próteses finais reforçadas com fibras de diversas

naturezas vão além do menor custo despendido com estas próteses comparadas àquelas que utilizam infra-estruturas metálicas fundidas, principalmente em ouro (Ruyter 1986; Bjork 1986; Bergendal 1995; Binon 1990). Discutem que as próteses reforçadas com fibras exibem também adequada rigidez e resistência mecânica (Ruyter 1986; Bjork 1986; Bergendal 1995; Binon 1990; Duncan 2000; Behr 2001). Trabalhos que propõem, entretanto, o reforço de próteses provisórias sobre implantes são raros. BINON 1990 alerta que em restaurações com vãos longos ou que apresentem cantilêveres é prudente se reforçar esta prótese provisória. Os autores sugerem o uso de uma fibra de poli(aramida) para este fim.

Estudos simulando próteses parciais fixas com extensões de vão variadas, têm mostrado aumento da resistência à fratura destas próteses com a inclusão de fibras em seu interior (Vallittu, P. K. 1998 JPD).

NOHRSTRÖM; VALLITTU; YLI-URPO (2000), demonstraram que a efetividade das fibras está associada com as condições mais críticas, como por exemplo, vãos mais longos, onde as tensões sob os pânticos e sobre os conectores são maiores. Nestes estudos, de forma semelhante ao nosso, a força suportada por estas próteses reforçadas com fibras equivale às maiores cargas registradas nas regiões de molares, entre 600 N a 1200 N (El-Ebrashi, M.K.; Craig, R.G; Peyton, F.A. 1970) (Nohrström, T.J.; Vallittu, P.K.; Yli-Urpo, A. 2000) (Powell, Et Al. 1994) (Samadzadeh, A. Et Al. 1997) (Vallittu 1998).

Compreendemos, por fim, que uma resistência à fratura adequada é somente um dos requisitos que deve ser apresentado pelas próteses provisórias implanto-suportadas dentro dos muitos fatores que devem ser seguidos na escolha de um material ou técnica. HASELTON; DIAZ-ARNOLD; VARGAS (2002) declaram que apesar dos valores das propriedades mecânicas serem obtidos em laboratórios sobre uma carga estática e, por isso, não refletirem as condições encontradas no meio oral, são úteis para comparar materiais e/ou técnicas testadas em uma situação controlada.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Segundo o método empregado e com base nos resultados obtidos nas condições laboratoriais deste estudo, podemos concluir que:

a) Sobre a resistência a fratura:

No universo da nossa amostra, os que alcançaram maior média de resistência a fratura entre os espécimes reforçados foram os que utilizaram a fibra de vidro trançada pré-impregnada com resina composta foto-polimerizável, Interlig[®] (1083 N); a fibra de vidro unidirecional pré-impregnada com dimetacrilato de glicol, Fibrante[®] (1022 N) e a fibra de poli(aramida) unidirecional sem pré-impregnação, Kevlar[®] 29, aumentando em 26%, 22% e 17%, respectivamente, esta resistência em relação ao grupo controle (800 N), não havendo diferença estatística significativa entre eles. O grupo reforçado com fio de aço com Ø 0,7 mm (871 N) apareceu em seguida com uma resistência somente 8% maior e semelhante àquela apresentada pelo grupo controle sem reforço.

b) De acordo com a classificação de fraturas:

encontramos que os espécimes do grupo controle obtiveram 100% de fraturas do tipo Total Separada, evidenciando a incapacidade da resina PMMA, em um certo momento, dissipar as tensões induzidas sobre ela quando submetida a uma carga que tende a flexioná-la. Com relação aos grupos reforçados que efetivamente aumentaram a resistência flexional dos espécimes em resina, no entanto, a prevalência deste tipo de fratura foi de 0%. As fraturas parciais foram observadas em 100% dos espécimes reforçados com as fibras de vidro Interlig[®], as fibras de vidro Fibrante[®] e as fibras de poli(aramida) Kevlar[®]. As fraturas totais não-separadas somente estiveram presentes no grupo reforçado com o fio metálico Ø 0,7 mm.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

1. BASTOS, L. G. C.; FERREIRA, P. M. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias – efeito de diversos reforços. Tese de mestrado, 2003. Bauru, SP; Brasil.
 2. BERGENDAHL, T.; EKSTRAND, K.; RUYTER, I.E. Evaluation of implant supported carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) prostheses. **Clin oral implan Res**. V.6, p.246. 1995.
 3. BEHR, M. et al. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study. **Clin Oral Impl Res**, v.12, p.174-78. 2001.
 4. BERRONG, J.M.; WEED, R.M.; YOUNG, J.M. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. **Int. J. Prosthodont.**, v.3, n.4, Apr. 1990.
 5. BINON, P.; SULLIVAN, D. Provisional fixed restorations technique for osseointegrated implants. **J. Calif. Dent. Ass.**, v.18, n.1, p.23-30, Jan. 1990.
 6. BJÖRK, N.; EKSTRAND, K.; RUYTER, I.E. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). **Biomaterials**, v.7, p.73, 1986.
 7. BRADEN, M. et al. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. **Brit. Dent. J.**, v.164, n.20, p.109-13, Feb. 1988.
 8. BRAL, M. Periodontal considerations for provisional restorations. **Dent Clin North Am**. Philadelphia, v.33, n.3, p.457-477, july. 1989
 9. CARROLL, C.E.; VON FRAUNHOFER, J.A. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. **J. Prosth. Dent.**, v.52, n.5, p.639-41, Nov. 1984
 10. CHOW, T.W. et al. Ultra-high-modulus polyethylene fibres in denture construction. In: VALLITTU, P.K. **The first symposium on fibre reinforced plastics in dentistry**. Turku, Finland, Aug. 1998. Symposium book of the European Prosthodontic Association (EPA), 22nd Annual Conference, paper V, p.1-10.
-

11. DIXON, D.L.; BREEDING, L.C. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. **J. Prosthet. Dent.**, v.67, n.3, p.417-9, Mar. 1992.
 12. DUNCAN, J. P. Fiber-reinforced composite framework for implant-supported overdentures. **J Prosthet Dent**, v.84, n.2, p.200-4, 2000.
 13. EKSTRAND, K.; RUYTER, E.; WELLENDORF, H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methylmethacrylate): properties under dry and wet conditions. **J. Biomed. Mater. Res.**, v. 21, n.9, p.1065-80, Sept. 1987.
 14. EL-EBRASHI, M.K.; CRAIG, R.G; PEYTON, F.A. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, v.23, n.2, p.177-86, Feb. 1970.
 15. FREDERICK, D. Provisional/transitional implant-retained fixed restorations. **J Calif dent assoc**, v.23, n.3, p.19-26, march. 1995.
 16. FREILICH, M.A.; et al. The design and fabrication of fiber-reinforced implant protheses. **J Prosthet Dent**, v.88, p.449-54. 2002.
 17. GRANT, A.A.; GREENER, E.H. Whisker reinforcement of polymethyl methacrylate denture base resins. **Aust. Dent. J.**, v.12, n.2, p. 29-33, Feb. 1967.
 18. GUTTERIDGE, D.L. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. **Brit. Dent. J.**, v.164, n.19, p.177-80, Mar. 1988.
 19. HAMZA, T.A.; et al., The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. **J. Prosthet. Dent.** v.91, n.3, p.258-64, March. 2004.
 20. HASELTON, D.R.; DIAZ-ARNOLD, A.M.; VARGAS, M.A. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J. Prosthet. Dent.**, v.87, n.2, p.225-8, Feb. 2002.
 21. HAZELTON, L.R. et al. Influence of reinforcement design on the loss of marginal fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, v.8, n.6, p.572-9, June 1995.
-
-

-
-
22. HENRY, P.J.; BISHOP, B.M.; PURT, R.M. Fiber-reinforced plastics for interim restorations. **Quintessence dent. Technol. Yearbook.** p.110-23. 1990/1991.
23. JOHN, J.; GANGADHAR, S. A.; SHAH, I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. **J Prosthet Dent**, v.86, n.4, p.424-7, Oct. 2001.
24. KEYF, F.; UZUN, G.; MUTLU, M. the effects of HEMA- monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. **J Oral Rehabil**, v.30, n.11, p.1142-48, Nov. 2003.
25. KIM, S.H.; WATTS, D.C. Effect of glass-fiber reinforcement and water storage on fracture toughness (K_{IC}) of polymer-based provisional crown and FPD materials. **Int. J. Prosthodont.**, v.17, n.3, p.318-22, May/Jun. 2004.
26. LARSON, W.R. et al. The effect of carbon graphite fiber reinforced on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. **J. Prosthet. Dent.**, v.66, n.6, p.816-20, Dec. 1991.
27. LADIZESKY, N.H.; CHOW, T.W. The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres. **Aust. Dent. J.**, v.37, n.4, p.277-89, Apr. 1992.
28. LADIZESKY, N.H.; CHOW, T.W.; CHENG, Y.Y. Denture base reinforcement using woven polyethylene fiber. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.4, p.307-14, Mar. 1994.
29. LADIZESKY, N.H. et al. Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibres. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. **Aust. Dent. J.**, v.38, n.1, p.28-38, Jan. 1993.
30. LADIZESKY, N.H. et al. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber –properties and denture construction. **Dent. Mat.**, v.9, n.3, p.128-35, Mar. 1993.
31. MIETTINEN, V.M.; VALLITTU, P.K. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. **J. Prosthet. Dent.**, v.76, n.5, p.531-4, May 1996.
32. MIETTINEN, V.M.; VALLITTU, P.K. Release of residual methyl methacrylate into water from glass fibre-poly(methyl methacrylate) composite used in dentures. **Biomaterials**, v.18, n.2, p.181-5, Feb. 1997.
-
-

33. NAGAI, E. et al. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. **J. Prosthet. Dent.**, v.85, n.5, p.496-500, Nov. 2001.
34. NEVINS, M.; SKUROW, H. M. The intracrevicular restorative margin. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v.4, n.3, p.30-49, may/june. 1984.
35. NOHRSTRÖM, T.J.; VALLITTU, P.K.; YLI-URPO, A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance on interim fixed partial dentures. **Int. J. Prosthodont.**, v.13, n.1, p.72-8, Jan. 2000.
36. PEGORARO, L. F. **Prótese Fixa**. 1.ed. São Paulo: Artes Medicas: Série EAP-APCD; vol. 7, p. 111-48, cap. 6, coroas provisórias. 2000.
37. POLYZOIS, G.L. et al. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. **J. Prosthet. Dent.**, v.86, n.6, p.613-9, Dec. 2001.
38. POWELL et al. A comparison of wire- and Kevlar-reinforced provisional restorations. **Int. J. Prosthodont.**, v.7, n.1, p.81-9, Jan. 1994.
39. RAMOS, V.; RUNYAN, D.A.; CHRISTENSEN, L.C. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. **J. Prosthet. Dent.**, v.76, n.1, p.94-6, July 1996.
40. RUYTER, I.E.; EKSTRAND, K.; BJÖRK, N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. **Dent Mat**, v.2, p.6-9. 1986.
41. SAMADZADEH, A. et al. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. **J. Prosthet. Dent.**, v.78, n.5, p.447-50, Nov. 1997.
42. STIPHO, H.D. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.5, p.580-4, May. 1998.
43. STIPHO, H.D. Repair of acrylic resin denture base reinforced with glass fiber. **J. Prosthet. Dent.**, v.80, n.5, p.546-50, Nov. 1998.
-
-

44. TANER, B. et al. A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers. **J. Oral Sci.**, v.41, n.1, p.15-8, Mar. 1999.
45. UZUN, G.; HERSEK, N.; TINÇER, T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. **J. Prosthet. Dent.**, v.81, n.5, p.616-20, May. 1999.
46. VALLITTU, P.K. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. **J. Oral Rehabil.**, v.20, n.5, p.533-9, Sept. 1993.
47. VALLITTU, P.K. Acrylic resin-fiber composite – part II: the effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.71, n.6, p.613-7, Jun. 1994.
48. VALLITTU, P.K. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic-glass fibre composite. **J. Oral Rehabil.**, v.22, n.4, p.257-61, Apr. 1995.
49. VALLITTU, P.K. Glass fiber reinforced in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. **Quintessence Int.**, v.28, n.1, p.39-44, Jan. 1997.
50. VALLITTU, P.K. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. **J. Prosthet. Dent.**, v.79, n.2, p.125-30, Feb. 1998.
51. VALLITTU, P.K. Experience of the use of glass fibres with multiphase acrylic resin systems. Theoretical background and clinical examples. In: VALLITTU, P.K. **The First Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry**. Turku, Finland, Aug. 1998. Symposium book of the European Prosthodontic Association (EPA), 22nd Annual Conference, paper II, p.1-35.
52. VALLITTU, P.K. Strength and interfacial adhesion of FRC-tooth system. In: VALLITTU, P.K. **The Second International Symposium on Fibre Reinforced Plastics in Dentistry**. Nijmegen, Netherland. Oct. 2001, paper I, p.2-28.
53. VALLITTU, P.K. Some aspects of the tensile strength of unidirectional glass fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. **J. Oral. Rehabil.**, v.25, n.2, p.100-5, Feb. 1998.
-

- 54.VALLITTU, P.K. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J. Prosthet. Dent.**, v.81, n.3, p.318-26, Mar. 1999.
- 55.VALLITTU, P.K. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate: a short communication. **Dent. Mater.**, v.13, n.11, p.381-2, Nov. 1997.
- 56.VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. **J. Oral Rehabil.**, v.19, p.225-30, 1992.
- 57.VALLITTU, P.K.; LASSILA, V.P.; LAPPALAINEN, R. Acrylic resin-fiber composite – part I: the effect of fiber concentration on fracture resistance. **J. Prosthet. Dent.**, v.71, n.6, p.607-12, Jun. 1994.
- 58.VALLITTU, P.K.; NARVA, K. Impact strength of a modified continuous glass fiber – Poly(methyl methacrylate). **Int. J. Prosthodont.**, v.10, n.2, Feb. 1997.
- 59.VALLITTU, P.K.; RUYTER, I.E.; EKSTRAND, K. Effect of water storage on the flexural properties of e-glass and silica fiber acrylic resin composite. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.4, Apr. 1998.
- 60.VALLITTU, P.K.; VOJTKOVA, H.; LASSILA, V.P. Impact strength of denture polymethyl methacrylate reinforced with continuous glass fibers or metal wire. **Acta Odont. Scand.**, v.53, p.392-6, 1995.
- 61.YAZDANIE, N.; MAHOOD, M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. **J. Prosthet. Dent.**, v.54, n.4, p.543-7, Oct. 1985.
-
-