

## 4.4 DISCUSSÃO

As resinas acrílicas à base de poli(metilmetacrilato) ou poli(metacrilato de metila) - PMMA se constitui num dos materiais odontológicos mais antigos (Caul & Schoonover, 1949; Grant & Greener, 1967) e ainda mais utilizados na prática clínico-laboratorial contemporânea (Basant & Reddy, 2011). A grande aplicação e difusão mundial justifica-se por sua estética satisfatória, fácil processamento, reparo, baixo custo e diversidade de uso (Larson *et al.*, 1991; Vojdani & Khaledi, 2006; Fahmy & Sharawi, 2009). O PMMA, em meados de 1940, foi usado até como implante temporário para preservar o espaço dissecado e preparado para receber, mais tarde, um implante de cobalto-cromo (Rawls, 2005).

As resinas acrílicas – PMMA - inserem-se no vasto campo dos plásticos, como são frequentemente chamados, ou resinas sintéticas, compostos formados por moléculas gigantes (Phoenix, 2005). Nos últimos 30 ou 40 anos, as resinas atraíram sobremaneira a atenção dos químicos. Representam substâncias que, embora tenham estabilidade dimensional no seu uso normal, foi plástica em algum estágio de fabricação. A forma e a morfologia particulares da molécula é que determinam se a resina é uma fibra, um material rígido ou mesmo um produto borrachóide (Rawls, 2005).

Vale salientar que, embora os polímeros metacrilatos preencham vários requisitos relativamente bem, enquanto materiais restauradores bucais, não existe atualmente nenhum material que atenda a todos os requisitos físico, químicos e biológicos, para ser considerado “ideal” (Vallittu, 1995; Phoenix, 2005). Devido a sofrer influência das mudanças de temperatura, meio ambiente e composição, atração de impurezas a partir a sua carga eletrostática, além de difícil esterilização, atualmente o emprego das resinas acrílicas limita-se a tratamentos clínicos, com destaque para as reabilitações protéticas. Extremamente empregadas nas fases de provisionalização, constituem-se também em material de eleição para bases e dentes para próteses totais e removíveis, além de materiais de moldagem, os elastômeros. Em outras especialidades difundem-se como selantes, materiais adesivos, restauradores e para facetas (Rawls, 2005).

Porém, dentre as propriedades mais críticas, encontra-se a baixa resistência à fratura do PMMA, especialmente quando utilizada em áreas de elevado esforço mastigatório e espaços desdentados amplos (Vallittu, 1996; 1999; Pfeiffer & Grube, 2003; Basant e Reddy, 2011), tornando-se crítico em algumas situações (Geerts *et al.*, 2008).

Samadzadeh *et al.*, em 1997, classificaram as possíveis fraturas do material quando empregado para próteses parciais fixas provisórias. Caracterizaram as fraturas em “parciais” e “totais”. Nas primeiras, a linha de fratura não se estende por toda a extensão da estrutura. Porém, sua transformação em total torna-se dependente apenas da manutenção da carga, pois uma vez iniciada, a trinca (ou “crack”) tende a propagar-se com certa facilidade. Dividiram ainda as fraturas totais em “não separadas”, “separadas” e “catastróficas”. Nas primeiras, os fragmentos não se separam, mantendo a prótese em função e a continuidade do contato entre as partes no local da ruptura, favorecendo o reparo. Nas segundas, há deslocamento dos fragmentos, geralmente com prejuízo a função, mas, ainda assim, favoráveis ao reparo. Porém, na fratura “catastrófica”, o pântico fraturado divide-se em várias partes que se separaram da prótese, trazendo sérias conseqüências ao tratamento, como dificuldade de reparos (muitas vezes precisando de substituição), constrangimento e risco ao paciente, uma vez que essas porções destacadas podem ser deglutidas ou, o que é mais grave, aspiradas, conforme já havia atestado Berrong *et al.*, em 1990.

Buscando-se melhorar essas propriedades para as próteses provisórias, têm-se proposto algumas alternativas, sendo duas principais:

a) Utilizar materiais alternativos como o poli(etilmetacrilato) ou poli(vinilmetacrilato), como estudado por Larson *et al.* (1991).

Esses autores, porém, afirmaram que o PMMA deve ser o material de escolha para a confecção de restaurações provisórias devido ter apresentado melhores características e maior módulo de elasticidade. Mais recentemente Fahmy & Sharawi (2009) compararam a resistência de uma resina bis-acrílica (Protemp II - 3M ESPE), um polivinilmetacrilato - PVEMA (Snap – Parkell) e o PMMA (Duralay - Reliance Dental) e atestaram a supremacia do PMMA em relação aos outros.

b) Aplicar materiais no interior da matriz que atuem como elementos de reforço, sendo pesquisado desde tempos mais remotos, com melhores resultados e maior embasamento literário; alvo desse estudo. (Grant & Greener, 1967; Bjork *et al.*, 1986; Berrong *et al.*, 1990; Powell *et al.*, 1994; Ladizesky *et al.*, 1994; Samadzadeh *et al.*, 1997; Vallittu, 1998; Nohrstrom *et al.*, 2000; Saygili *et al.*, 2003; Hamza *et al.*, 2006; Geerts *et al.*, 2008; Basant & Reddy, 2011).

A falta de confiança nas propriedades de resistência da resina PMMA, têm levado autores a preconizarem a aplicação de uma infra-estrutura metálica rígida durante período cicatricial para as reabilitações atuais sobre implantes, especialmente nos casos de carga imediata e espaços protéticos mais longos (Malavez *et al.*, 2004). Ao nosso entendimento,

próteses com infra-estruturas metálicas se constituem em próteses finais e, se assim forem consideradas, ter-se-ia desprezado a grande importância das próteses provisórias, imensamente descrita na literatura (Vallittu, 1995; Vallittu, 1998; Hamza *et al.*, 2006; Vojdani & Khaledi, 2006; Basant & Reddy, 2011).

Considerá-las como provisórias reforçadas com estrutura metálica, a serem substituídas após período cicatricial, nos parece insensato na medida em que seus custos consideravelmente maiores, tempo e complexidade de confecção descaracterizam completamente os requisitos de um reforço, que deve ser barato e de fácil aplicação. Sua aplicação também se torna imprópria às atuais técnicas virtuais de reabilitação sobre implantes, onde a possibilidade de executar ajustes de adaptação das próteses previamente confeccionadas, torna-se importante e apenas exequível em próteses totalmente acrílicas (Franklin *et al.*, 2005).

Desta forma, parece-nos mais coerente tentar associar as características positivas de resistência à fratura, proporcionadas pelas infra-estruturas metálicas, com a simplicidade de confecção, possibilidade de ajustes, rapidez e baixo custo das próteses provisórias, conforme já descrito anteriormente (Larson *et al.*, 1991; Vojdani & Khaledi, 2006; Fahmy & Sharawi, 2009). Nesse ínterim, a aplicação de reforços têm se apresentado como uma eficiente alternativa, onde diversos materiais têm sido aplicados com essa finalidade (Vallittu, 1994; 1998).

Porém, o aumento da resistência à fratura do PMMA através da aplicação de reforços parece estar mais diretamente relacionado às propriedades inerentes ao material aplicado, sua concentração em peso na massa resinosa, local de instalação, tratamento superficial e impregnação pela matriz polimérica (Larson *et al.*, 1991; Vallittu, 1994; Vallittu, 1999; Saygili *et al.*, 2003; Vojdani & Khaledi, 2006; Geerts *et al.*, 2008; Basant & Reddy, 2011).

Quanto aos materiais mais utilizados, observou-se na literatura revisada uma larga aplicação de fibras, como as de aramida – Kevlar (Berrong *et al.*, 1990; Powell *et al.*, 1994; Saygili *et al.*, 2003), carbono (Bjork *et al.*, 1986; Larson *et al.*, 1991) e polietileno (Ladizesky *et al.*, 1994; Geerts *et al.*, 2008). A maior aplicação atualmente dos fios metálicos e fibras de vidro deve-se a grande popularidade e aplicação prática dos primeiros (Vallittu, 1995 e 1996; Vojdani & Khaledi, 2006), assim como a excelente estética, boa adesividade à matriz PMMA e aos expressivos resultados quanto ao aumento da resistência à fratura e à fadiga descritos na

literatura, das segundas (Vallittu, 1998; Saygili, 2003; Vojdani & Khaledi, 2006; Basant & Reddy, 2011).

Vallittu, em 1996, fez outra revisão de literatura sobre a aplicação de fibras (de vidro, aramida, carbono e polietileno) enquanto reforços para resinas acrílicas PMMA. Encontrou bons resultados e efetividade para todas de um modo geral, porém maior efetividade para as de vidro.

As fibras de aramida (nome popular para as fibras aromáticas de poliamida) ou Kevlar (que foi um conhecido fabricante), além da aplicação odontológica têm sido usadas na indústria mundial na fabricação de coletes à prova de balas, pneus de automóveis, cascos de barcos e peças de aeronaves, segundo Berrong *et al.*, 1990. Afirmaram que a utilização de 2% em peso dessas fibras proporciona um aumento considerável da resistência ao impacto. Mas, também essa concentração poderia aumentar a resistência à fratura da base de próteses totais em áreas tradicionalmente fracas, como a linha média e dificultar a separação dos fragmentos fraturados que possam ser perdidos ou aspirados pelo paciente, apesar desse não ter sido o objeto do seu estudo. Estudos comparativos mostram que foram menos efetivas que fios ortodônticos 0,9 mm de diâmetro, conforme atestaram Powell *et al.* (1994), ou fibras de vidro, segundo Saygili *et al.* (2003). Porém, Uzum & Keif (2003), encontraram valores superiores estatisticamente insignificantes em comparação com fibras de vidro ou ao grupo não reforçado, indo de encontro com o observado na literatura (Vallittu, em 1996; Basant & Reddy, 2011). Tal fato pode ser talvez justificado pelo posicionamento inadequado dessas fibras nos corpos-de-prova, uma vez que preocuparam-se com o fator adesão. Sua cor amarela dificulta sua aplicação em áreas estéticas e a impossibilidade de polimento se constituem em desvantagens (Berrong *et al.*, 1990).

O prejuízo estético é ainda maior para as fibras de carbono, restringindo sua aplicação para as regiões posteriores da mandíbula (Bjork *et al.*, 1986; Larson *et al.*, 1991). No quesito capacidade de reforço, Larson *et al.* (1991) relataram que a aplicação de fibras de carbono aumentou significativamente o módulo de elasticidade das três resinas estudadas. A absorção de água não foi significativa nos vários períodos observados, concluindo que as fibras de carbono podem ser efetivos reforços para próteses provisórias posteriores, corroborando com Bjork *et al.* (1986). Mesmo não sendo possível tratar superficialmente essas fibras, conforme atestou Vallittu (1993). Nesse trabalho, pelo menos os silanos testados não foram capazes de tratar superficialmente as fibras de carbono.

Ladizesky *et al.*, em 1994, expuseram as vantagens de se utilizar as fibras de poli(etileno) de alto peso molecular, quase transparentes, comparadas as fibras escuras de carbono (Bjork *et al.*, 1986; Larson *et al.*, 1991), assim como as de aramida, anti-estéticas por serem amarelas e de difícil polimento (Berrong *et al.* 1990; Nohrstrom *et al.*, 2000). Porém, as de polietileno, mesmo oferecendo a vantagem da cor (transparência), necessitam tratamento com plasma para se aderirem à matriz PMMA, tornando o processo complexo tecnicamente e, por isso, muitas vezes inaplicável na prática clínico-laboratorial diária (Hamza *et al.*, 2006).

Talvez por essa dificuldade de tratamento superficial, os resultados obtidos por Ladizesky *et al.* (1994) foram insignificantes do ponto de vista de resistência à fratura do PMMA, mesmo tendo utilizado fibra tratada com plasma e em alta concentração, acima de 40% em peso. Mais tarde, Samadzadeh *et al.* (1997), utilizando uma fibra de poli(etileno) trançada, também tratada com plasma, obteve resultados parecidos, corroborando com Ladizesky *et al.* (1994). Porém, mais recentemente, Hamza *et al.* (2006), realizaram um estudo comparativo com feixes de fibras de polietileno tratados com plasma – Ribbond - e além do plasma, silanizadas e pré-impregnadas – Construct – obtiveram resultados muito positivos: da ordem de 100% para essas últimas e 70% para as tratadas apenas com plasma, frente a um grupo controle, não reforçado. Fahmy & Sharawi (2009), mesmo utilizando uma metodologia diferente, ou seja, trabalhando com recortes pequenos de fibras de polietileno silanizadas dispersas na matriz resinosa, ao invés de tira/pedacão único, também alcançaram resultados positivos. Já, Dogan *et al.* (2008), utilizando também recortes numa proporção de 3% em peso, porém utilizando fibras não silanizadas, encontraram resultados inferiores aos do grupo controle. Ou seja, ao contrário do esperado, os “reforços” enfraqueceram a resina acrílica PMMA. Fato também evidenciado por Geerts *et al.*, no mesmo ano (2008), fortalecendo a importância e a hipótese de falha na união fibra de polietileno  $\times$  matriz como responsável pelos resultados negativos desses experimentos.

Assim, parece haver indícios literários de que a capacidade dos reforços de aumentar a resistência à fratura do PMMA relaciona-se intimamente com a adesão química do material à matriz acrílica (Vallittu, 1996; Çökeliler *et al.*, 2007; Basant & Reddy, 2011). Afirma-se que a pré-impregnação resinosa das fibras de vidro resolveu o problema de união do reforço pela matriz, proporcionando consideráveis melhorias nas propriedades de resistência à fratura de próteses provisórias PMMA (Vallittu, 1999; Basant & Reddy, em 2011). Vallittu (1998) explicou que a pré-impregnação presente na superfície das fibras facilita o molhamento pela matriz do polímero. Esse molhamento leva à plastificação por dissolução, da camada de

polímero poroso, maior impregnação das fibras e, conseqüentemente, melhor adesividade, comprovada através de microscopia eletrônica de varredura, em outro estudo, no ano seguinte (1999). Ao contrário, o pobre molhamento das fibras contribui para aparecimento de espaços entre as mesmas e a matriz, enfraquecendo a estrutura e favorecendo a formação de regiões de fratura, conforme afirmaram Vallittu *et al.*, (1994) e Aydim & Yllmaz, em 2002. Em contrapartida, o envolvimento total das fibras pela matriz protege, de certa forma, as fibras da umidade (Vallittu em 1996).

Essa adesão é importante uma vez que atua proporcionando absorção de carga pelo reforço e melhor dissipação dessa tensão sobre a resina. Irá impedir a propagação da trinca e conseqüentemente a fratura da prótese, até seu limite de resistência à tração ou resistência coesiva. A continuidade ou aumento da carga após esse limite, romperá o reforço, favorecendo ou provocando a continuidade da trinca e a fratura total da prótese (Geertz *et al.*, 2008).

Além da pré-impregnação, a silanização das fibras de vidro, também parece ter contribuído muito para os seus excelentes resultados enquanto reforço do PMMA. Os silanos são agentes de união. Funcionam como mediadores, promovendo a adesão entre compostos orgânicos e inorgânicos, através de reatividade dupla. Os silanos usados na odontologia são compostos geralmente formados por 90-95% de etanol, ou soluções de isopropanol, mas as soluções mais diluídas de álcool, cerca de 20% ou até 40-50% são também utilizados (Basant & Reddy, 2011).

Çökeliler *et al.* (2007), concordaram com os autores anteriores e afirmaram que o tratamento superficial e o controle da união interfacial entre as fibras e a matriz polimérica é fundamental para a obtenção de melhores resultados. Por isso, para as fibras de polietileno, relataram que o tratamento com plasma torna-se fundamental, pois promove modificações nas propriedades químicas e físicas das fibras. As físicas visam promover maior rugosidade, aumentando a área de contato e criação de grupos polares ativos sobre a superfície das mesmas, permitindo um melhor embricamento com a resina. Quimicamente a alteração visa promover a maior ligação química. Porém, esse processo torna-se complexo, requerendo equipamento e treinamento técnico especializado, corroborando com Ladizesky *et al.* (1994) e Hamza *et al.* (2006).

Solnit (1991) avaliou o efeito do silano sobre fibras de vidro quanto a resistência à fratura do PMMA autopolimerizável. Fizeram um estudo comparativo com fibras de vidro silanizadas e sem tratamento superficial. Onde as fibras sofreram tratamento, houve aumento dos valores em relação as não tratadas em 2, dos 3 tipos de fibras analisadas. Onde foram

incorporadas sem qualquer tratamento, ao contrário, enfraqueceram o PMMA. Em um dos grupos a silanização reduziu comparativamente os valores em relação ao grupo não silanizado. O autor explica os resultados com uma suspeita de falha técnica pela não efetividade da silanização e pouca impregnação das fibras pela matriz, porém não faz nenhuma análise microscópica para tanto. Ressalta ainda a importância de secar completamente as fibras após a remoção das mesmas do agente silanizador, antes de incorporação à matriz, afirmando ser este fato bastante importante. Basant & Reddy (2011) recentemente apresentaram resultados diferentes dos Solnit (1991), pois todos os grupos onde as fibras foram silanizadas responderam favoravelmente à sua aplicação, especialmente naqueles vãos mais longos.

Por isso, pesquisas com o objetivo de melhorar tal união têm ganhado mais atenção dos pesquisadores e os materiais que proporcionam efetiva e mais fácil união químico-mecânica, preferidos.

Nesse contexto, as fibras de vidro vêm ganhando espaço. Sendo estéticas, apresentam apenas a desvantagem da maior dificuldade de manipulação e posicionamento na prótese, especialmente durante prensagem das próteses confeccionadas em resinas PMMA termopolimerizáveis. Mas, ainda assim, parecem destacar-se enquanto reforço (Vallittu, 1999; (Nohrstrom *et al.*, 2000). Uma das principais dificuldades na aplicação desses reforços às resinas multifases, tipo pó e líquido, é a adequada impregnação/envolvimento das fibras pela resina pela alta viscosidade da mistura, para obtenção de um íntimo contato (Tacir *et al.*, 2006). Esse contato é fundamental para a adesão, uma vez que impede a formação de vazios, com prejuízos a resistência à fratura, conforme já explicado anteriormente.

Desta forma, para tentar garantir mais essa união, os pesquisadores têm promovido o aumento da proporção do monômero na mistura para tentar plastificar mais a massa resinosa e aumentar o contato. O umedecimento das fibras pré-impregnadas e silanizadas com monômero, através de sua imersão total nesse último alguns minutos antes da sua inclusão se constitui em outro hábito; fato corroborado e executado quase em unanimidade nos trabalhos revisados (Solnit, 1991; Vallittu *et al.*, 1994; Saygili *et al.*, 2003; Vojdani & Khaledi, 2006; Hamza *et al.*, 2006; Tacir *et al.*, 2006; Basant & Reddy, 2011). Çökeliler *et al.* (2007), avaliaram o efeito de uma fibra de vidro tratada com plasma e três diferentes monômeros (HEMA, TEGDME e EDA). Os resultados de resistência à fratura revelaram os maiores valores para o grupo das fibras umedecidas com EDA, seguido pelo TEGDME e HEMA, tendo sido da ordem de 36%, 15% e 10%, respectivamente.

Porém, comenta-se também a influência negativa que o excesso do MMA pode causar às propriedades das PFP (Hamza *et al.*, 2006). Vallittu *et al.* (1994), evidenciaram a presença de bolhas na interface fibra-resina onde se localizou a fratura e atribuíram tal fato à contração de polimerização do monômero metil(metacrilato) 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.

Nesse contexto, os fios lisos de aço trazem dificuldades de utilização na medida em que não oferecem adesão à matriz e também não são estéticos. Como alternativa à não união química fio x acrílico, tem-se tentado proporcionar uma união mecânica, através da criação de macro e micro irregularidades em sua superfície (Vallittu, 1996).

Vallittu & Lassila (1992) avaliaram diversos tipos de tratamento superficial para fios metálicos e notificaram efeito positivo do jateamento com óxido de alumínio, sem diferenças estatísticas entre granulações de 50 ou 250  $\mu\text{m}$ , comparados à confecção de ranhuras com discos de carborundum. Vojdani & Khaledi (2006), utilizaram jateamento e obtiveram valor 32,8% maior para a resistência à fratura em relação ao controle, corroborando com um aumento dessa propriedade da ordem de 30%, em média.

De um modo geral, Vallittu, em 1995, numa revisão da literatura evidenciou aumento dos valores de 5 a 85% com a aplicação de fios como reforço das mais variadas formas e tratamentos. O maior valor foi atribuído ao fio circular de  $\varnothing$  1,3 mm. Para o fio  $\varnothing$  0,9 mm encontrou valores da ordem de 35%. Hamza *et al.* (2006) atestaram valores muito próximos para o fio de  $\varnothing$  1,0 mm, que foi de 32,8%.

Já para as fibras, a literatura relata percentuais sobre a capacidade de reforçar estruturas em PMMA da ordem de 1,49% (Uzum *et al.*, 1999) a 119% (Hamza *et al.*, 2006). Tais diferenças são justificadas pelo tipo – orientação (Vojdani & Khaledi, 2006), posicionamento (Hamza *et al.*, 2006), adesividade e concentração da fibra (Vallittu, 1996; Aydim *et al.*, 2002; Vojdani & Khaledi, 2006). Esta confusão ou grande diferença percentual de valores pode também ser facilmente atribuída à falta de padronização e correlação entre as diversas metodologias dos testes, além da falta de estudos clínicos controlados.

Outro dado controverso na literatura em relação ao reforço é a concentração máxima ideal na massa resinosa, especialmente quando são imersas na resina em pedaços. Keyf & Uzum, em 2001, com essa técnica de aplicação, obtiveram, ao contrário do descrito na literatura, redução da resistência transversa do PMMA com o aumento da concentração das fibras, tendo apresentado melhores resultados com a adição de apenas 0,5% em peso. Nessa

concentração, superaram o grupo controle, não reforçado. Em 1998, Stipho já havia realizado um trabalho avaliando a influência das várias concentrações no aumento da resistência e encontrou concentrações ótimas na ordem de apenas 1% e 2% de fibras, ao passo que, maiores concentrações provocaram diminuição da mesma.

Vallittu (1996), explicou que o aumento da concentração é favorável ao aumento da resistência à fratura, porém apenas até o “ponto de saturação” da resina acrílica. Após isso, o não envolvimento total das fibras, pode levar ao aparecimento de vazios pela escassez de matriz, produzindo um efeito inverso, enfraquecendo o PMMA, conforme concordou Stipho (1998). Dogan *et al.* (2008) relataram que a pobre impregnação das fibras deve-se a dificuldade de manipulação, diminuição da viscosidade e fluidez do PMMA, complementando a explicação anterior. Essa, por exemplo, pode ser uma segunda hipótese para os resultados insignificantes de Ladizesky *et al.* (1994).

Tacir *et al.* (2006) também trabalharam com tiras de fibras dispersas na resina. Mesmo tendo trabalhado com os 2% em peso, obteve apenas um aumento médio de 10%, abaixo da média para as fibras. De certa forma, parece que a distribuição aleatória das fibras ou sua dispersão na massa resinosa produz resultados menos expressivos do que seu posicionamento seletivo no corpo-de-prova ou prótese. Dogan *et al.* (2008), aplicando também fibras dispersas na concentração de 3% em peso, testando os diferentes comprimentos de pedaços (2, 4 e 6 mm), atestaram que todos os valores foram inferiores aos do grupo controle, ou seja, os reforços enfraqueceram a resina acrílica. Ou seja, o aumento da concentração não foi favorável, corroborando com Vallittu (1996) e Stipho (1998).

Assim, o posicionamento estratégico do reforço na prótese também se constitui em variável importante para a obtenção dos melhores resultados em relação ao aumento da resistência à fratura. Hamza *et al.*, em 2006, analisando o posicionamento ideal do reforço na prótese, observou que sua instalação no terço cervical superou estatisticamente todos os outros (terço inferior e médio). Esse fato pode ser explicado pois o PMMA, como material frível, possui maior resistência a compressão do que a tração. Assim, durante a mastigação, as próteses parciais fixas sofrem tensões de compressão nas faces oclusais e tensões de tração nas superfícies inferiores dos pânticos, tendendo a iniciar o processo da fratura (Powell *et al.*, 1994). Assim, essas restaurações fraturam do lado inverso ao da aplicação da carga.

Basant & Reddy (2011) avaliaram a influência do tratamento com silano e local de aplicação das fibras de vidro unidirecionais sobre a resistência à fratura de PPFPP com diversos tamanhos / comprimentos de vãos, confeccionadas em resina autopolimerizável. Afirmaram que a resistência foi inversamente proporcional ao aumento do vão para todos os grupos. Porém a maior efetividade ocorreu no grupo que recebeu duas tiras de fibras de vidro unidirecionais tratadas superficialmente, posicionadas ao nível oclusal e inferior dos corpos-de-prova, em função das que foram cortadas em pequenos pedaços, sejam elas aleatória ou seletivamente posicionadas. Esse trabalho ressalta a aplicação de fibras de vidro do tipo unidirecionais, silanizadas e posicionadas seletivamente nas PPFPP como técnica eficaz de aumento de resistência à fratura do PMMA.

Desta forma, parece que a elevada resistência à tração da fibra de vidro poderá ser mais eficazmente aproveitada se aplicada no lado da tensão ou tração, perpendicular ao local de aplicação da força, onde a fratura tem início (Saygili *et al.*, 2003; Dyer *et al.*, 2004), fato anteriormente descrito por Powell *et al.*(1994) como “lei das vigas”. O reforço tenderá a dissipar a carga por toda a prótese e impedir a propagação da trinca, até seu limite de resistência a tração (limite coesivo). Após isso, sofrerá fratura, não conseguindo mais deter propagação da trinca (Geertz *et al.*, 2008). Nesse ínterim, a desafio maior relaciona-se ao posicionamento e instalação fidedigno do reforço, especialmente as fibras de vidro pré-impregnadas e silanizadas, no interior das PPFPP (Hamza *et al.*, 2006).

Vallittu, em 1998, incorporando um reforço de fibra de vidro aplicado próximo à superfície oclusal aumentou a resistência dos corpos-de-prova em apenas 7,5%. Uzun & Keyf (2003), quando as posicionou no centro dos corpos-de-prova, encontrou resultados estatisticamente insignificantes em relação ao controle, não reforçado. Ou seja, não foram eficazes, mesmo trabalhando com tiras ao invés de pedaços dispersos na massa resinosa. Já Nohrstron *et al.* (2000), relataram melhores resultados com a aplicação de um reforço ao nível do terço inferior associado a outro próximo a face oclusal, afirmando que a eficiência foi mais evidente em vãos mais extensos. Hamza *et al.*, 2006, também elegem o terço inferior como local de eleição para aplicação do reforço. Nesse trabalho encontraram valores três e duas vezes maiores quando o reforço foi aplicado no terço inferior, em comparação com o oclusal e médio, respectivamente. Brentano *et al.* (2012) corroboram com os autores anteriores, observando em seu estudo sobre as secções e posicionamento de fios metálicos circulares e retangulares em barras acrílicas autopolimerizáveis afirmando que os reforços (tanto circulares quanto retangulares) que foram posicionados no terço superior poderiam ser

dispensados, uma vez que apresentaram resultados semelhantes ao controle. Estes achados estão em concordância com o estudo de Ellakwa *et al.* (2003), avaliando a posição do reforço de fibra em um compósito laboratorial. Os autores concluíram que movendo o reforço de fibra 1,5 mm da região de tensão do corpo-de-prova (parte inferior) em direção região de compressão (parte superior) a resistência diminuiu significativamente.

Pelas características descritas nesse estudo, parece haver uma supremacia das fibras de vidro em prol dos fios metálicos no quesito resistência a fratura. Comparativamente Hamza *et al.* (2006), atribuiu valores da ordem de 32,8% de aumento conseguido para os fios metálicos de 1,0 mm, contra os mais de 100% das fibras, ou seja, 3 vezes mais, aproximadamente; fato corroborado por Vojdani & Khaledi. (2006), com proporções um pouco inferiores, mas muito semelhantes. Geerts *et al.* (2008) encontrou nesse estudo resultado diferente. Não encontrou diferença estatisticamente significativa para fios metálicos de 1 mm de diâmetro e fibras de vidro. Tal fato pode ser explicado por dois motivos: o uso de fibras na forma de feixes e o posicionamento dos reforços no centro dos corpos-de-prova, eixo neutro da carga, conforme atestaram Powell *et al.*(1994).

Porém, torna-se notório salientar que os testes laboratoriais aqui apresentados e discutidos são limitados na medida em que não reproduzem as reais condições do meio bucal. Mesmo que testes de termociclagem, que simulam envelhecimento e fadiga do material, fossem incorporados, seus resultados também não poderiam ser extrapolados ao ambiente clínico. Outro fator também muito importante e diferente entre modelos de estudo e situações clínicas é que geralmente os corpos-de-prova são cuidadosamente confeccionados e analisados com instrumentos para evitar/detectar pequenas irregularidades, trincas e falhas, sendo descartados quando detectadas. Situação dificilmente percebidos no dia-a-dia clínico-laboratorial (Geertz *et al.*, 2008).

#### 4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Assim, no quesito aumento da resistência à fratura para a resina acrílica PMMA proporcionado pela aplicação de reforços, a literatura revisada parece afirmar de um modo geral que:

1. A aplicação de alguns materiais como fios metálicos e fibras de um modo geral parece influenciar positivamente nas propriedades de resistência à fratura do PMMA, especialmente quando instalados de forma seletiva no terço inferior, lado de tensão.
2. O tratamento superficial e a pré-impregnação dos reforços são fatores chaves para a efetiva adesão reforço x matriz polimérica, sendo determinantes para sua efetividade.
3. Comparativamente, as fibras de vidro unidirecionais silanizadas e pré-impregnadas aplicadas no terço inferior, por sua estética satisfatória, facilidade e capacidade de adesão e melhores resultados parecem destacar-se entre os materiais aplicados.
4. Estudos clínicos controlados são necessários para ratificar as afirmações.