

## 1.0 INTRODUÇÃO

Nos últimos 30 ou 40 anos os materiais resinosos compostos por moléculas gigantes, deram origem ao extenso campo dos plásticos ou resinas sintéticas, como as resinas acrílicas. Provavelmente não existem outros tipos de substâncias que tenham influído mais sobre a vida humana neste século (Phoenix, 2005). Extremamente empregadas nas fases de provisionalização, são usados ainda de outras formas, até como elastômeros, fato determinado pela forma e morfologia particulares da molécula (Rawls, 2005).

As resinas acrílicas à base de poli(metilmetacrilato) ou poli(metacrilato de metila), apresentam-se na forma de um pó e um líquido. Por sua estética satisfatória, fácil processamento, reparo, baixo custo e grande diversidade de aplicação, foram e continuam sendo as mais largamente utilizadas na prática clínico-laboratorial, tendo-se apresentado entre os melhores materiais protéticos (Caul & Schoonover, 1949; Larson *et al.*, 1991; Vojdani & Khaledi, 2006; Fahmy & Sharawi, 2009).

O metacrilato de metila (MMA) consiste num líquido claro e transparente à temperatura ambiente, sendo conhecido como monômero. Já o poli(metacrilato de metila) – PMMA, quando puro é um sólido incolor e transparente. O líquido contém resina de metacrilato de metila não polimerizada. O pó contém uma resina de poli(metacrilato de metila) pré-polimerizada na forma de pequenas pérolas. Quando os dois são manipulados na proporção correta, uma massa manipulável é formada. Assim, o material pode ser introduzido no interior do molde segundo forma desejável e polimerizado (Rawls, 2005).

No entanto, não existe nenhum material considerado ideal. O PMMA apresenta múltiplas deficiências como contração de polimerização, dano pulpar e periodontal associada a polimerização exotérmica e discrepâncias marginais (Fahmy & Sharawi, 2009). Exibe baixa resistência à fratura, especialmente quando utilizada em áreas de elevado esforço mastigatório e espaços desdentados amplos (Vallittu, 1996; 1999; Pfeiffer & Grube, 2003; Basant e Reddy, 2011), que o torna crítico em algumas situações. Samadzadeh *et al.*, em 1997, classificaram as possíveis fraturas, destacando as do tipo “catastrófica”, quando o pântico fraturado, dividindo-se em várias partes que se separaram da prótese, traz constrangimento, perigo de ser aspirado ou deglutido pelos pacientes, além de dificuldade de reparos pelo dentista.

Buscando-se melhorar essas propriedades, a literatura tem proposto utilizar materiais alternativos, a exemplo do poli(etilmethacrilato) ou polivinil(ethilmethacrilato) (Larson *et al.*,

1991); melhorar as propriedades químicas do PMMA ou aplicar materiais no interior da matriz que atuem como elementos de reforço (Grant & Greener, 1967; Vallittu, 1998; Nohrstrom *et al.*, 2000; Basant & Reddy, 2011).

Diversos autores já demonstraram a aplicação de infra-estruturas metálicas fundidas, fios ortodônticos e fibras, como as de vidro (Vallittu, 1998; Hamza *et al.*, 2006; Geerts *et al.* (2008), polietileno (Ladizesky *et al.*, 1994; Geerts *et al.* (2008), aramida ou Kevlar (Berrong *et al.*, 1990; Powell *et al.*, 1994; Vallittu, 1996; Saygili *et al.*, 2003) e carbono (Bjork *et al.*, 1986; Larson *et al.*, 1991). As fibras de Aramida, além da aplicação odontológica, têm sido usado na indústria mundial na fabricação de coletes à prova de balas, pneus de automóveis, cascos de barcos e peças de aeronaves (Berrong *et al.*, 1990). Ladizesky *et al.*, em 1994, expuseram as vantagens de se utilizar as fibras de poli(etileno), quase transparentes, comparadas as fibras escuras de carbono, assim como as de aramida, anti-estéticas e de difícil manipulação e polimento (Berrong *et al.* 1990; Nohrstrom *et al.*, 2000). Porém, 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).

A capacidade em aumentar a resistência à fratura do PMMA através da aplicação de reforços parece relacionar-se diretamente com a capacidade de adesão química do material de reforço à matriz acrílica, além de também ser influenciado pela concentração e local de instalação (Basant & Reddy, 2011). 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 (Vallittu, 1996).

A pré-impregnação resinosa das fibras de vidro resolveu o problema de impregnação do reforço pela matriz, proporcionando melhorias nas propriedades de resistência à fratura de próteses provisórias. Sendo estéticas, apresentam apenas a desvantagem da maior dificuldade de manipulação e posicionamento na prótese, mas ainda assim parecem destacar-se enquanto reforço, tendo despertado o interesse dos pesquisadores (Vallittu, 1999; Basant & Reddy, 2011).

Diante do exposto acima, devido a aplicabilidade e dos resultados encorajadores sobre o aumento de resistência à fratura das resinas acrílicas proporcionado pela instalação de reforços, especialmente as fibras de vidro, é que se fundamenta esse trabalho e revisa-se a literatura.