

MICROESTRUTURA E PROPRIEDADES MECÂNICAS DE BRÁQUETES CERÂMICOS

**Maico Dutra de Araújo,
Profa. Dra. Rosa Helena Miranda Grande,
Dr. Humberto Naoyuki Yoshimura**

1. Introdução

O tratamento ortodôntico tem por objetivo posicionar os dentes do paciente dentro do arco dentário da forma mais funcional e estética possível (Andrews, 1972). Durante o tratamento, a movimentação dentária é realizada aplicando-se forças a um fio metálico que é associado a bráquetes colados nos dentes. Os primeiros bráquetes utilizados em ortodontia eram feitos em ouro e datam de 1928 (Angle, 1928 apud Kusy & Whitley, 2001).

Em 1933, surgiram os bráquetes de aço inoxidável que eram mais estéticos do que os de ouro, já que podiam ser construídos em tamanho menor devido à sua maior resistência mecânica e rigidez (Kusy & Whitley, 2001).

Em 1965, com o advento da técnica de condicionamento ácido e o surgimento de resinas compostas à base de Bis-GMA, tornou-se possível a confecção de aparelhos fixos ainda mais estéticos, pois as bandas metálicas usadas até então puderam em muitos casos ser substituídas por bráquetes colados diretamente no esmalte dentário (Fernandez & Canut, 1999).

Na década de 70, surgiram os bráquetes transparentes de policarbonato, que, apesar de mais estéticos do que os bráquetes metálicos, apresentavam os seguintes problemas: I) baixa resistência ao manchamento; II) alteração de cor; III) liberação de odores; IV) processo adesivo complicado; V) baixa estabilidade dimensional; e VI) alto coeficiente de fricção com o fio metálico. Alguns fabricantes procuraram resolver este último problema incorporando uma canaleta ("slot") metálica a esse tipo de bráquete (Alkire et al., 1997).

Os bráquetes feitos de cerâmica foram introduzidos ao mercado odontológico no final dos anos 80 com o intuito de superar as limitações estéticas dos bráquetes metálicos e de policarbonato. Os bráquetes cerâmicos usados atualmente são feitos basicamente de óxido de alumínio (Al_2O_3) e podem ser divididos, de acordo com a sua microestrutura, em dois grupos: os policristalinos e os monocristalinos.

O bráquete policristalino é fabricado por meio da sinterização a altas temperaturas (acima de $1800^{\circ}C$) de uma mistura de partículas de óxido de alumínio com um adi-

tivo, sendo o seu formato final obtido por meio de usinagem (Swartz, 1988).

Já o processo de fabricação dos bráquetes monocristalinos é mais complexo, pois é necessário que bastões do monocristal sejam crescidos a partir da matéria-prima líquida (alumina) em um forno especial para crescimento de cristais a $2100^{\circ}C$. Após este procedimento, os bastões monocristalinos são usinados para que adquiram as formas e dimensões específicas dos bráquetes.

Uma importante diferença existente entre os bráquetes poli e monocristalino diz respeito às suas propriedades ópticas, sendo que o primeiro tende a ser mais translúcido do que o segundo. Além disso, a resistência dos bráquetes monocristalinos é geralmente maior do que a dos policristalinos (Karamouzos et al., 1997).

Segundo Viazis (1990), os dois tipos de bráquetes apresentam dureza semelhante e são igualmente resistentes ao manchamento e à descoloração. Apesar de suas boas qualidades estéticas, esses dois tipos de bráquetes cerâmicos apresentam alguns problemas que devem ser levados em consideração antes de se optar por sua utilização.

Um dos principais problemas é a sua baixa tenacidade à fratura em comparação com os bráquetes metálicos, o que resulta em um alto risco de ocorrência de fratura frágil catastrófica durante o tratamento ortodôntico (Lindauer et al., 1994). Um bráquete fraturado na cavidade bucal gera alguns inconvenientes como o desconforto temporário para o paciente, a maior dificuldade de remoção em comparação com bráquetes intactos, e o atraso do tratamento quando as fraturas ocorrem repetidamente (Rhodes et al., 1992).

A fratura dos bráquetes cerâmicos pode ocorrer enquanto estes se encontram em função na cavidade bucal ou durante os procedimentos de descolamento (Karamouzos et al., 1997).

Viazis et al. (1993) avaliaram a superfície de fratura de bráquetes monocristalinos que falharam em função e concluíram que em 47,5% dos casos, o ponto de origem da fratura foi um defeito interno, enquanto que em 42,5% dos casos a fratura se originou a partir de defeitos superficiais decorrentes da usinagem. Este segundo tipo de fratura costuma ser mais comum nos bráquetes cerâmi-

cos policristalinos, pois estes apresentam maior número de defeitos superficiais decorrentes da usinagem em comparação com os monocristalinos (Birnie, 1990). Com relação à localização da fratura, a maior parte delas costuma ocorrer na canaleta e na aleta do bráquete (Viazis, 1993). Uma das manobras responsáveis pela fratura dos bráquetes cerâmicos em função na cavidade bucal é a aplicação de dobras de segunda ou terceira ordem ao fio (Holt et al., 1991).

Porém, forças de segunda ordem raramente geram fraturas devido à sua baixa magnitude (Gunn & Powers, 1991; Rhodes et al., 1992; Lindauer et al., 1994). Já as forças de terceira ordem (torque) apresentam maior magnitude do que as de segunda ordem e consequentemente apresentam maior probabilidade de levar o bráquete à fratura (Holt et al., 1991).

O processo de remoção dos bráquetes cerâmicos é crítico e também pode levar à fratura da peça (Karamouzos et al., 1997). Para contornar este problema, vários métodos alternativos de remoção foram desenvolvidos, como: a) remoção mecânica com o auxílio de alicates especiais (Winchester, 1992); b) descolamento eletrotérmico, no qual o bráquete é aquecido e o agente adesivo plastificado (Sheridan et al., 1986); c) aplicação de um agente derivado do óleo de hortelã-pimenta ("peppermint") ao redor do bráquete (Larmour, 1995); d) uso de ultra-som (Bichara & Trulore, 1990).

Ainda, alguns bráquetes foram desenhados com uma base de policarbonato para facilitar a sua remoção (Lloyd & Scrimgeour, 1995). A resistência à fratura de um bráquete cerâmico é influenciada por alguns fatores tais como a sua microestrutura, sua espessura e o seu formato (Lindauer et al., 1997).

Alguns cuidados clínicos são recomendados para que se evite a fratura desses bráquetes como por exemplo evitar a geração de riscos nas superfícies dos bráquetes com instrumentos metálicos, evitar grandes esforços de tensão durante a ativação do fio e recomendar ao paciente que evite mastigar alimentos muito duros (Bishara & Trulore, 1990).

Além do problema da fratura, os bráquetes cerâmicos

apresentam outros problemas que impedem sua indicação irrestrita. Dentre eles estão: a) geração de fraturas e trincas no esmalte dental durante a remoção do bráquete (Lloyd & Scrimgeour, 1995); b) alta resistência ao deslizamento do fio, em comparação com os bráquetes metálicos (Dickson & Jones, 1996); c) grande desgaste dos dentes antagonistas (Gibbs, 1992); d) dificuldade em controlar o movimento biomecânico em incisivos inferiores devido ao maior volume desses bráquetes (Karamouzos et al., 1997).

Diante desses problemas, alguns autores chegam a recomendar o uso dos bráquetes cerâmicos apenas nos dentes anteriores superiores (Viazis et al., 1989; Ghafari, 1992; Ogaard & Rolla, 1998). Grande parte dos estudos envolvendo bráquetes cerâmicos relatados na literatura refere-se principalmente à sua resistência de união ao dente, resistência à fratura, resistência à fricção e técnicas de remoção.

Entretanto, há pouca informação no que diz respeito ao estudo da sua microestrutura. Considerando-se que o comportamento mecânico desses bráquetes está diretamente relacionado à sua microestrutura e que cerâmicas com maior resistência à fratura podem ser obtidas por meio da manipulação do tamanho, distribuição e $d = x$ água natureza da fase cristalina (Anusavice & Lee, 1989; Seghi et al., 1995), julgamos relevante realizar a análise microestrutural e avaliar as propriedades mecânicas desses materiais.

2. OBJETIVOS

Este trabalho teve como objetivos:

- Analisar a microestrutura de três marcas comerciais de bráquetes cerâmicos por meio de microscopia óptica, microscopia eletrônica de varredura, e determinação da densidade;
- Determinar propriedades mecânicas desses bráquetes por meio de ensaio de dureza

3. MATERIAL E MÉTODO

Foram estudadas três marcas comerciais de bráquetes cerâmicos: a) Clarity (3M Unitek), b) RMO (Rocky Mountain Orthodontics) e c) GH.

TC Helicoidal a superfície do voxel pode chegar a 0.625 mm^2 enquanto na TC Cone Beam pode chegar a 0.125 mm^3 . No sistema Cone Beam os artefatos produzidos por restaurações metálicas são bem menos significantes que na TC Helicoidal^{5,10}.

A tomada dos dados na TC Helicoidal é realizada com paciente deitado na mesa, onde essa se movimentará pelo interior do Gantry, gerando assim os cortes tomográficos em cada posição da mesa em relação ao Gantry. Este exame pode levar até cerca de dez minutos^{20, 22}. Já na TC Cone Beam a maioria dos exames são realizados sentados, onde a fonte de raios-x realizaria um único giro de 360° em torno da cabeça do paciente onde todo o volume das estruturas seria obtido. Após a aquisição dos dados as imagens seriam reconstruídas volumetricamente, bidimensionalmente e tridimensionalmente pelo programa de computador. O exame de Cone Beam dura cerca de 36 segundos^{5-6,9-10,23}.

Os programas que executam a reconstrução das imagens da TC Cone Beam podem ser instalados em computadores convencionais, não sendo necessário uma "Workstation" como a TC Helicoidal. Desta maneira, o profissional pode utilizar o software específico em seu computador pessoal, e manipular as imagens tridimensionais, segundo a sua conveniência, assim como mostrá-la em tempo real aos pacientes¹⁰.

Uma curiosidade da TC Cone Beam é de que as medidas obtidas em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico, apesar de serem muito próximas à realidade, são frequentemente menores que as medidas reais²⁴.

A proposta do presente estudo foi verificar a precisão do exame de uma tomografia computadorizada de feixe cônico, realizada em uma mandíbula suína, confrontando as medidas obtidas no exame com as medidas reais, realizadas diretamente na mandíbula.

3. MATERIAL E MÉTODO

Para a realização deste trabalho foram utilizados quatro guias cirúrgicas dispostas em quatro regiões em uma mandíbula suína, um paquímetro mecânico (Mar-

berg, China), um programa de manipulação de imagens (DentalSlice - Bioparts, Brasil) e um exame tomográfico Cone Beam (I-Cat, Imaging Science, USA).

Foi confeccionada uma guia radiográfica em resina acrílica auto polimerizável onde foram posicionadas pequenas porções de guta percha, que foram utilizadas como referência para as medições, tendo uma fina lâmina de cera utilidade como espaçador entre a guta percha e a mandíbula. Esta lâmina de cera tinha a finalidade de não permitir que a imagem da guta percha se sobrepusse às imagens das estruturas ósseas no exame tomográfico. A cera utilidade, após a polimerização da resina, foi removida, pois a guta percha já estava aderida firmemente à resina acrílica.

As marcações de referência em guta percha foram posicionadas em quatro regiões da mandíbula suína: uma na região anterior direita (AD), uma na região anterior esquerda (AE), uma na região posterior esquerda (PE) e outra na região posterior direita (PD).

A Mandíbula suína foi submetida ao exame de tomografia computadorizada de feixe cônico (TC Cone Beam) no equipamento I-Cat, Kavo - Imaging Science

Figura 8 - Corte tomográfico da região anterior direita

3.1. ANÁLISE MICROESTRUTURAL

3.1.1. Densidade:

A densidade dos bráquetes foi determinada por meio do princípio de Arquimedes. Foram medidas em balança analítica (Figura 3.1) as massas dos espécimes secos e imersos em um béquer com água. A densidade foi calculada de acordo com a fórmula:

$$d = \frac{\text{massa}_{\text{ar}}}{\text{massa}_{\text{ar}} - \text{massa}_{\text{água}}} \times d_{\text{água}}$$

onde, d é a densidade do espécime, massa_{ar} é a sua massa medida diretamente na balança analítica, $\text{massa}_{\text{água}}$ é a sua massa quando imerso em água e preso a um fio metálico ($\text{massa do fio} = 0,045 \text{ g}$), e $d_{\text{água}}$ é a densidade da água na temperatura em que as medidas foram realizadas (aferida com um termômetro). Foram medidas separadamente as densidades de cinco bráquetes da marca 3M, 10 da marca RMO, e 10 da marca GH. Também foi medida a densidade relativa dos bráquetes de acordo com a seguinte fórmula:

$$d_{\text{relativa}} = \frac{d}{3,986}$$

onde, d é a densidade medida pelo princípio de Arquimedes, e o valor $3,986 \text{ g/cm}^3$ é a densidade teórica da alumina. A porcentagem de porosidade dos bráquetes foi calculada utilizando-se a fórmula:

$$P = 1 - d_{\text{relativa}}$$



Figura 3.1 – Balança analítica (A) e detalhe do prato da balança (B)

3.1.2. Polimento

O polimento dos bráquetes foi realizado para que se pudesse analisar a sua

microestrutura e medir a sua dureza. O polimento foi feito colando-se os bráquetes com cola de cianoacrilato (Super Bonder) em um prato para polimento, sendo que as faces que possuíam as retenções ficaram voltadas para o prato. Em cada prato foram colados três bráquetes e o polimento foi realizado na politriz semi-automática Ecomet 4 (Buehler, Lake Buff, IL, USA). A seqüência de polimento está descrita na Tabela 3.1. Para passar de uma etapa do polimento para a próxima, os espécimes foram observados em microscópio óptico (MO) e, a partir do julgamento feito quanto à lisura da superfície, essa etapa era repetida ou não. No total, foram polidos cinco bráquetes da marca RMO, cinco da GH, e três da 3M.

Tabela 3.1 – Etapas sequenciais de polimento dos espécimes.

Etapa	Prato de polimento	Cronometria da inspeção do diâmetro (s/m)	Rotação do prato para o polimento (rpm)	Carga (lb)	Tempo (min.)	Sentido de rotação do porta-amostra em relação ao prato de polimento.
1	prato raiado*	45	120	20	3	a favor
2	prato raiado*	15	120	20	10	a favor
3	prato raiado*	6	120	20	15	a favor

*Prato raiado: Metlap 10 (Buehler, Lake Buff, IL, USA).

3.1.3. Ataque térmico:

As superfícies polidas dos bráquetes foram “atacadas” utilizando-se um tratamento térmico. Esse tratamento foi realizado em um forno elétrico (High Temp Furnace, model FD31/41; Yamato Scientific Co, Ltd; Tokyo, Japan), sendo que o aquecimento dos bráquetes foi feito desde a temperatura ambiente até 1600°C , com velocidade de 10°C por minuto (a temperatura máxima foi mantida por 30 minutos). O resfriamento foi feito simplesmente desligando-se o forno e aguardando-se que ele atingisse a temperatura ambiente. Esse ataque térmico teve como objetivo destacar (revelar) os contornos dos grãos de alumina para que estes pudessem ser visualizados durante a análise microestrutural.

3.1.4. Microscopia Eletrônica de Varredura:

Os seguintes espécimes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Jeol – JSM 6300): a) um bráquete “intacto” de cada marca; b) um bráquete de cada marca polido e atacado termicamente; e c) um bráquete de cada marca fraturado em duas partes. Os bráquetes foram fraturados aplicando-se uma pinça

final no slot e forçando-a lateralmente até a ocorrência da fratura na região das aletas. As micrografias obtidas no MEV das superfícies atacadas termicamente foram utilizadas para realizar a análise microestrutural dos grãos de alumina. As imagens das superfícies atacadas foram primeiramente tratadas no programa Adobe Photoshop 7.0 no qual foi possível ajustar o brilho e contraste da imagem e desenhar o contorno dos grãos de alumina com uma ferramenta específica (“brush tool”). Posteriormente, essas imagens editadas foram levadas ao programa Leica Qwin, no qual foi possível medir a quantidade de grãos de alumina, seus diâmetros e suas áreas. Os dados obtidos foram levados ao programa Origin 5.0 para a construção de histogramas.

3.1.5. Microscopia óptica:

Um bráquete de cada marca comercial foi analisado em microscópio óptico (Leica, Alemanha). Foram realizadas micrografias das seis faces dos bráquetes utilizando-se aumentos de 50, 100 e 200 vezes.

3.2. DUREZA

Para a realização do ensaio de dureza, cada bráquete polido foi embutido num cilindro plástico (1 cm de diâmetro e 0,5 cm de altura) com resina acrílica (Acril Jet) de modo que a face polida ficou voltada para fora em uma das superfícies planas do tubo. Para a obtenção dos valores de dureza, foram realizadas indentações na superfície polida dos espécimes com uma ponta de diamante Vickers (tempo de penetração de 20 segundos e carga de 9,8 N) em um microdurômetro MVK-H-3 (Mitutoyo, São Paulo, Brasil). Imediatamente após a indentação, a superfície do espécime foi observada no próprio microscópio óptico do microdurômetro com aumento de 200 vezes para que fossem medidas as diagonais da indentação. A dureza Vickers (VNH) foi calculada de acordo com a seguinte equação:

$$H = 0.5 P/a^2$$

onde, P é a carga de indentação e a é o tamanho médio de meia diagonal da indentação. Nesse ensaio, foram

utilizados dois bráquetes polidos de cada marca comercial, sendo que 10 indentações foram realizadas em cada bráquete.

3.3. TENACIDADE À FRATURA

No projeto inicial, foi proposta a realização do teste de fratura por indentação (IF). Entretanto, não foi possível executar o teste com os bráquetes deste estudo, pois a carga máxima do microdurômetro MVK-H-3 (Mitutoyo, São Paulo, Brasil) não é suficiente para gerar trincas na alumina. Para a geração das trincas, seria necessária uma carga maior que 3 kg, entretanto o laboratório do IPT não possui equipamento que aplique carga de tal magnitude.

3.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de densidade, densidade relativa, porosidade e dureza foram analisados por meio de ANOVA e teste de Tukey com nível global de significância de 5%. Os dados de área e diâmetro dos grãos de alumina foram analisados por meio de uma análise estatística descritiva e histogramas.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1. DENSIDADE

As Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3 apresentam os valores de massa ao ar, massa imersa, densidade, densidade relativa e porosidade que foram medidos individualmente para cada bráquete das três marcas comerciais. A Tabela 4.4 e as Figuras 4.1 e 4.2 apresentam as médias de densidade, densidade relativa e porosidade em função da marca comercial. Observou-se que, com relação a densidade e densidade relativa, os bráquetes RMO e GH apresentaram valores semelhantes e significativamente inferiores aos valores da marca 3M.

Os valores de grau de porosidade das marcas RMO e GH também foram estatisticamente semelhantes e significativamente maiores do que o valor do bráquete 3M. Esses resultados denotam que o processamento da alumina utilizada no bráquete 3M é melhor do que o processamento das outras duas marcas, já que resulta em um material mais denso e com um menor número de defeitos internos (poros) que podem ser fatores concentradores

de tensão e iniciadores de uma fratura. Além disso, a presença de poros no material altera suas propriedades ópticas, tornando-o menos translúcido devido à maior dispersão da luz que atinge o bráquete. No futuro, seria interessante realizar um estudo sobre a influência da densidade nas propriedades mecânicas (resistência e tenacidade à fratura) e propriedades ópticas desses bráquetes cerâmicos.

Tabela 4.1 – Valores de massa ao ar, massa imersa, temperatura da água, densidade relativa e porosidade dos 10 bráquetes da marca RMO.

Espécime	Massa ao ar (g)	Massa imersa (g)	T(°C)	Densidade (g/cm ³)	Densidade Relativa (g/cm ³)	Porosidade (%)
1	0,0696	0,0941	23	3,3870	0,8497	15
2	0,0737	0,0992	23	3,7704	0,9459	5
3	0,0733	0,0988	23	3,7500	0,9408	6
4	0,0755	0,0987	23	3,4550	0,8668	13
5	0,0760	0,0970	23	3,1591	0,7925	21
6	0,0736	0,0986	23	3,8119	0,9563	4
7	0,0727	0,0984	23	3,7578	0,9427	6
8	0,0659	0,0934	23	3,7567	0,9425	6
9	0,0720	0,0969	23	3,5735	0,8965	10
10	0,0640	0,0920	23	3,7557	0,9422	6
Média	0,0715	0,0967	23	3,6177	0,9076	9
DP	0,0037	0,0025	0	0,2182	0,0547	5

Tabela 4.2 – Valores de massa ao ar, massa imersa, temperatura da água, densidade relativa e porosidade dos 10 bráquetes da marca GH.

Espécime	Massa ao ar (g)	Massa imersa (g)	T(°C)	Densidade (g/cm ³)	Densidade Relativa (g/cm ³)	Porosidade (%)
1	0,0738	0,0984	23	3,6090	0,9054	9
2	0,0725	0,0978	23	3,6714	0,9211	8
3	0,0715	0,0977	23	3,7941	0,9518	5
4	0,0704	0,0963	23	3,6770	0,9225	8
5	0,0693	0,0958	23	3,7370	0,9375	6
6	0,0708	0,1019	23	3,8500	0,9659	3
7	0,0752	0,0955	25	3,2044	0,8039	20
8	0,0716	0,0984	23	3,9246	0,9846	2
9	0,0752	0,0956	25	3,2181	0,8074	19
10	0,0753	0,0964	25	3,3222	0,8335	17
Média	0,0732	0,0974	23,6	3,6008	0,9034	10
DP	0,0025	0,0019	0,97	0,2614	0,0656	7

Tabela 4.3 – Valores de massa ao ar, massa imersa, temperatura da água, densidade relativa e porosidade dos 5 bráquetes da marca 3M.

Espécime	Massa ao ar (g)	Massa imersa (g)	T(°C)	Densidade (g/cm ³)	Densidade Relativa (g/cm ³)	Porosidade (%)
1	0,0628	0,0918	23	3,9156	0,9823	2
2	0,0627	0,092	23	3,9840	0,9995	0
3	0,0628	0,092	23	3,9651	0,9948	1
4	0,0625	0,0917	23	3,9462	0,9900	1
5	0,0638	0,0916	25	4,0009	1,0037	0
Média	0,0629	0,0918	23,4	3,9624	0,9941	1
DP	0,0005	0,0002	0,89	0,0332	0,0083	1

Tabela 4.4 – Médias (± desvio-padrão) de densidade, densidade relativa e porosidade das três marcas de bráquetes cerâmicos. Médias com a mesma letra são estatisticamente semelhantes (p > 0,05).

Propriedade	Marca comercial		
	RMO	GH	3M
Densidade (g/cm ³)	3,6177 ± 0,2182 a	3,6008 ± 0,2614 a	3,9624 ± 0,0332 b
Densidade Relativa (g/cm ³)	0,9076 ± 0,0547 a	0,9034 ± 0,0656 a	0,9941 ± 0,0083 b
Porosidade (%)	9 ± 5 a	10 ± 7 a	1 ± 1 b

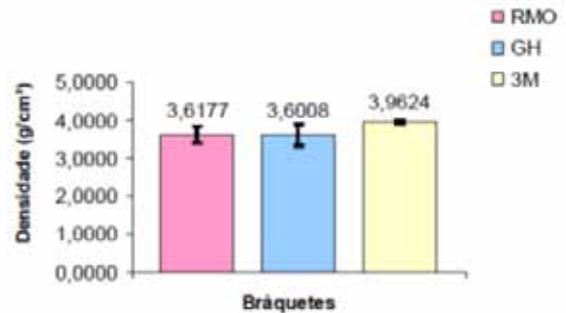


Figura 4.1 – Médias de densidade das três marcas comerciais de bráquetes cerâmicos. As barras de erro representam o desvio-padrão.

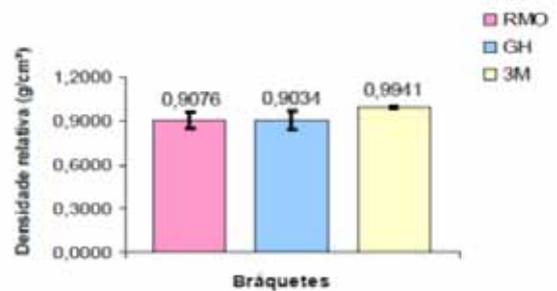


Figura 4.2 – Médias de densidade relativa das três marcas comerciais de bráquetes cerâmicos. As barras de erro representam o desvio-padrão.

4.2. MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA:

A seguir são apresentadas algumas das micrografias realizadas no MEV das três marcas comerciais de bráquetes estudadas. De um modo geral, a microestrutura dos três bráquetes pode ser considerada semelhante. As figuras que apresentam detalhes das superfícies dos bráquetes (Figuras 4.8 e 4.13) mostraram que estas apresentam uma rugosidade relativamente alta, o que resulta, do ponto de vista clínico, em maior dificuldade de deslizamento do fio ortodôntico em comparação com bráquetes metálicos.

Entretanto, é importante considerar que o bráquete 3M apresenta um revestimento metálico da canaleta (Figura 4.19) que torna essa superfície mais lisa. As imagens das superfícies de fratura (Figuras 4.2, 4.6, 4.10, 4.15 e 4.16) mostraram que todos os bráquetes apresentam estrutura policristalina e que os grãos de alumina apresentam-se facetados, com formato poliédrico.

Nas Figuras, é possível notar a presença de poros dentro dos grãos e também na interface entre dois, três ou quatro grãos. As micrografias de maior aumento das superfícies de fratura (Figuras 4.3, 4.4, 4.5 e 4.11) mostram as características das fraturas transgranulares.

4.2.1 Micrografias da marca 3M:

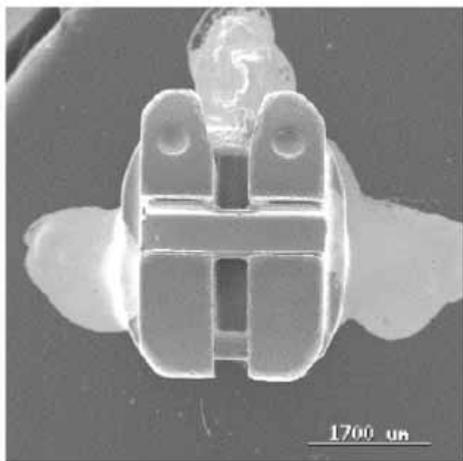


Figura 4.1 - Bráquete 3M (vista da canaleta).

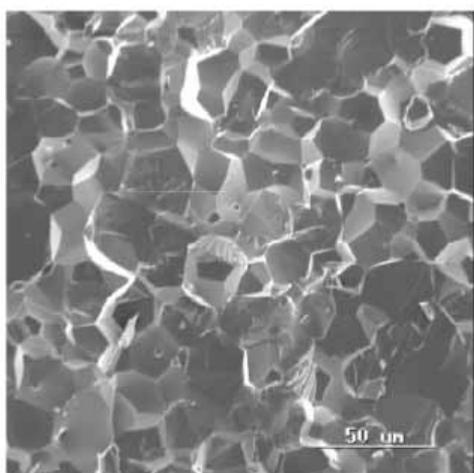


Figura 4.2 - Superfície de fratura do bráquete 3M.

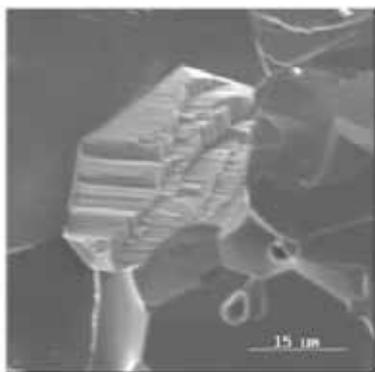


Figura 4.3 - Detalhe dos grãos de alumina do bráquete 3M na superfície de fratura.

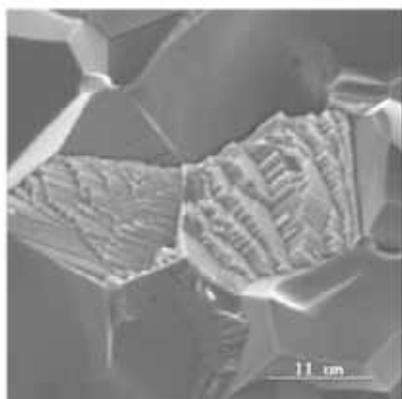


Figura 4.4 - Detalhe dos grãos de alumina do bráquete 3M na superfície de fratura.

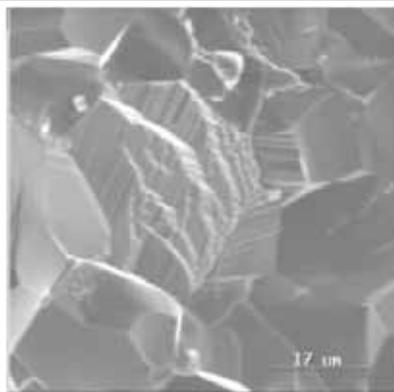


Figura 4.5 - Detalhe dos grãos de alumina do bráquete 3M na superfície de fratura.

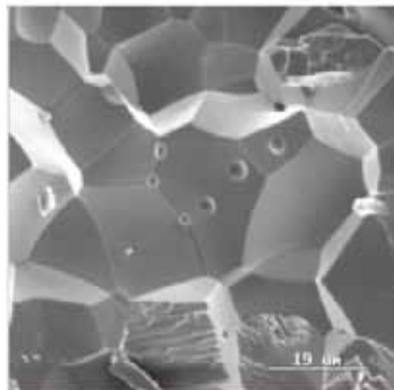


Figura 4.6 - Detalhe da superfície de fratura do bráquete 3M, evidenciando os poros presentes nos grãos de alumina.

4.2.2 - Micrografias da marca GH:

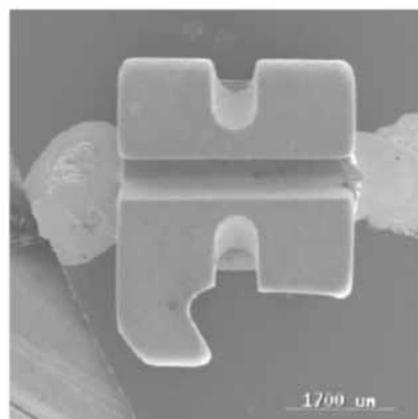


Figura 4.7 - bráquete GH (vista da canaleta).

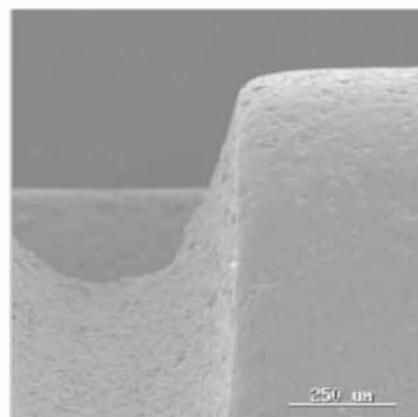


Figura 4.8 - Detalhe da superfície do bráquete GH na região da aleta (não fraturada).

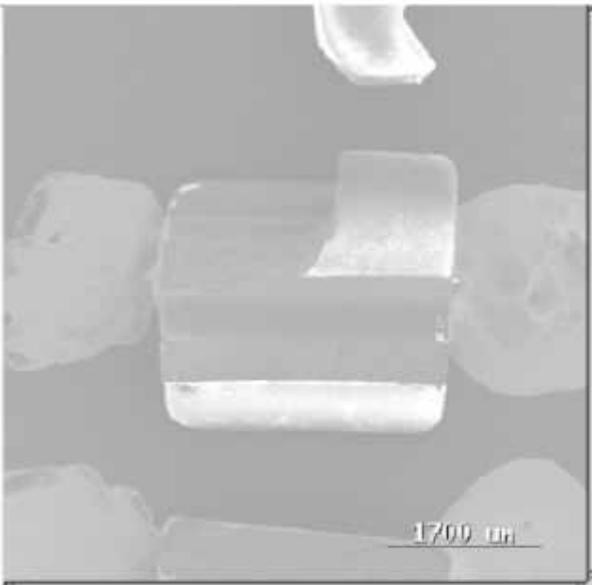


Figura 4.9 – Braquete GH fraturado na região da aleta.

4.2.3 - Micrografias da marca RMO:



Figura 4.12 – Braquete RMO (vista da canaleta).

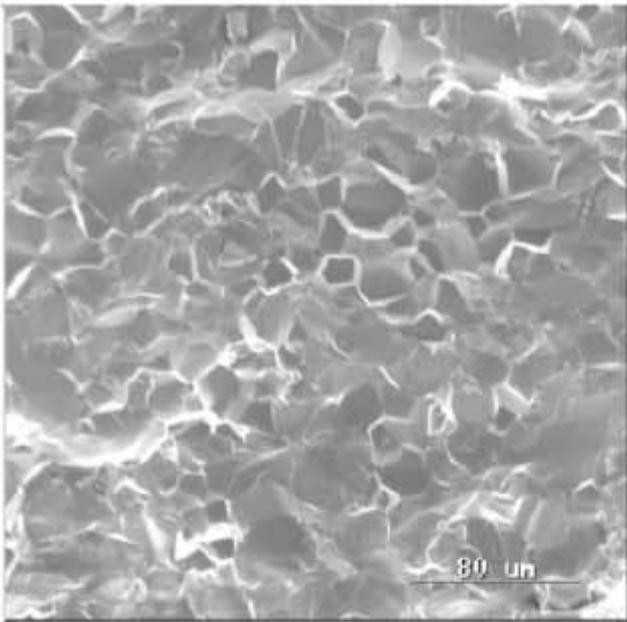


Figura 4.10 - Superfície de fratura do braquete GH.

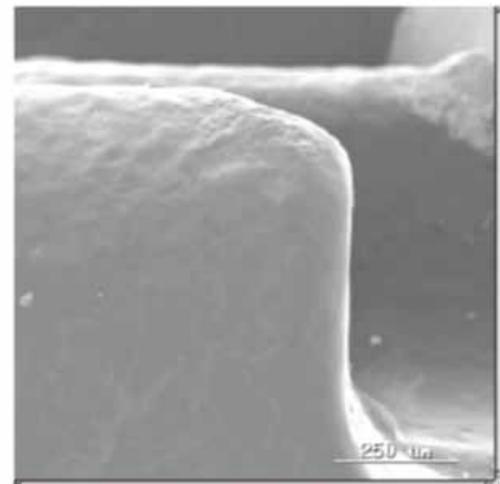


Figura 4.13 - Superfície do braquete RMO na região da aleta (não fraturada).

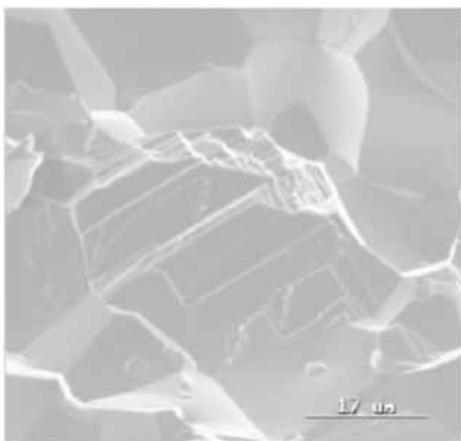


Figura 4.11 - Detalhe dos grãos de alumina do braquete GH na superfície de fratura.

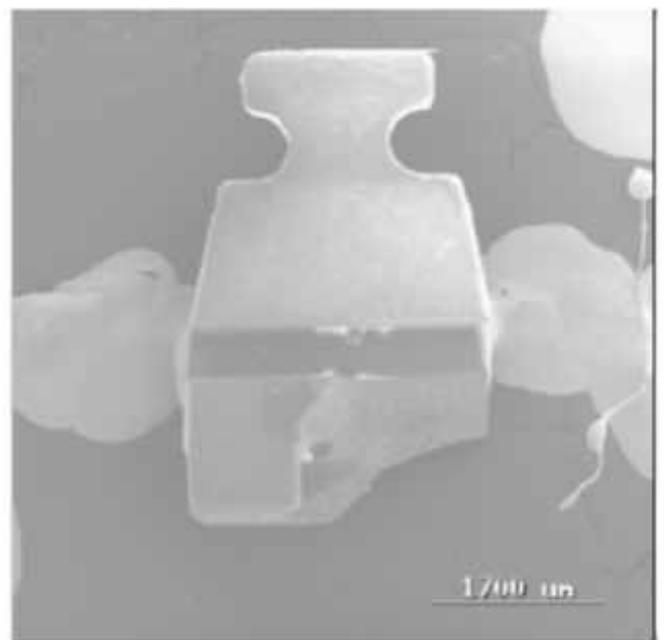


Figura 4.14 – Braquete RMO fraturado na região da aleta.

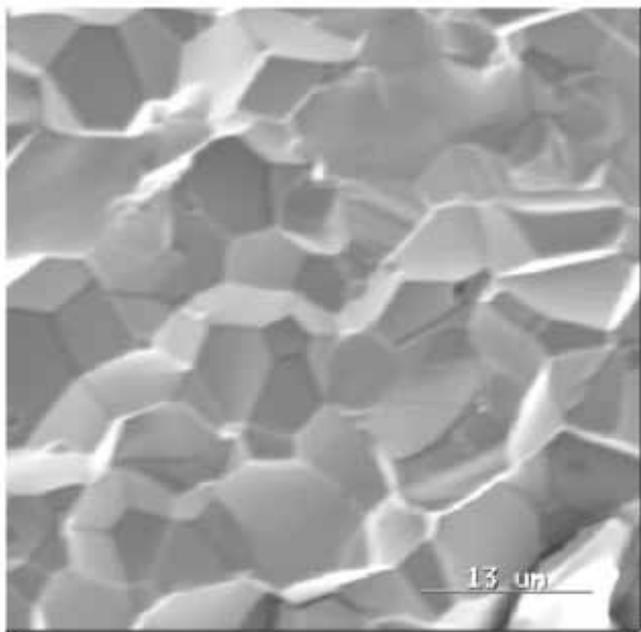


Figura 4.15 – Superfície de fratura do bráquete RMO.

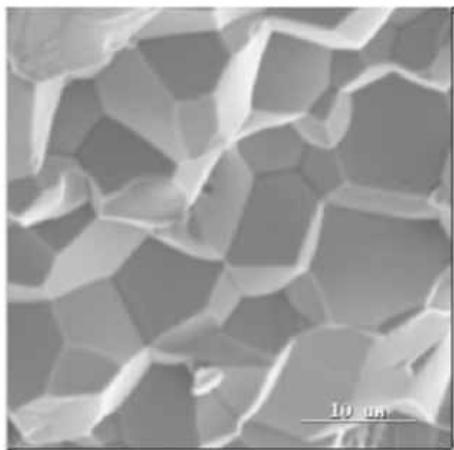


Figura 4.16 – Detalhe dos grãos de alumina na superfície de fratura do bráquete RMO.

4.3. MICROSCOPIA ÓPTICA.

As imagens obtidas no microscópio óptico não foram tão significativas para análise da microestrutura como aquelas feitas no MEV. Entretanto, serão apresentadas a seguir as figuras mais significativas. As Figuras 4.18, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23, 4.26, 4.27, 4.28, mostram a rugosidade da superfície dos bráquetes cerâmicos. Na Figura 4.19 é possível observar o recobrimento metálico do bráquete 3M que tem por objetivo tornar a superfície da canaleta mais lisa, facilitando o deslizamento do fio ortodôntico. Nas Figuras 4.29, 4.30 e 4.31 é possível observar os grãos de alumina na superfície dos bráquetes. Para um melhor entendimento das micrografias, o bráquete cerâmico foi dividido em seis faces como mostra a Figura 4.17.

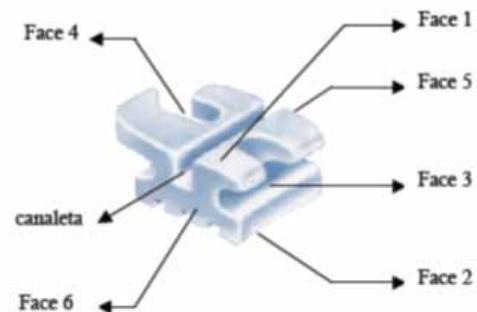


Figura 4.17 - Esquema das faces dos bráquetes observadas no microscópio óptico.

4.3.1 - Micrografias da marca 3M:

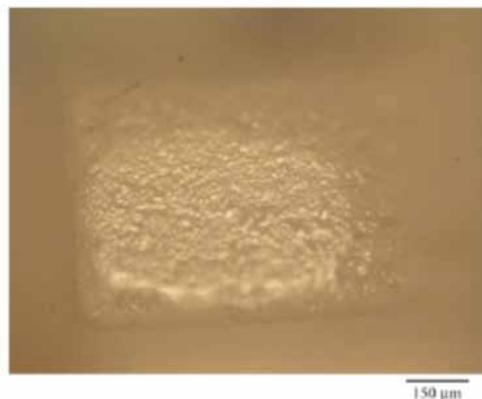


Figura 4.18 – Aleta do bráquete 3M (corresponde à face 3 da Figura 4.17).

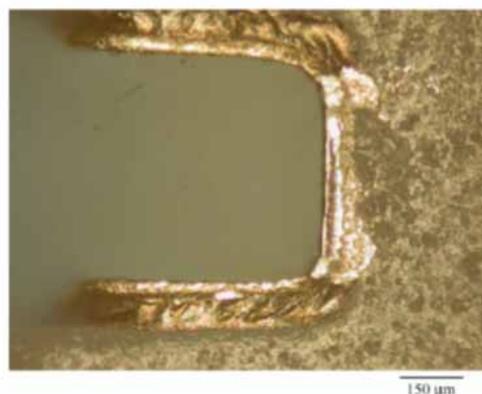


Figura 4.19 – Vista lateral da canaleta do bráquete 3M (corresponde à face 5 da Figura 4.17).

4.3.2 - Micrografias da marca GH:

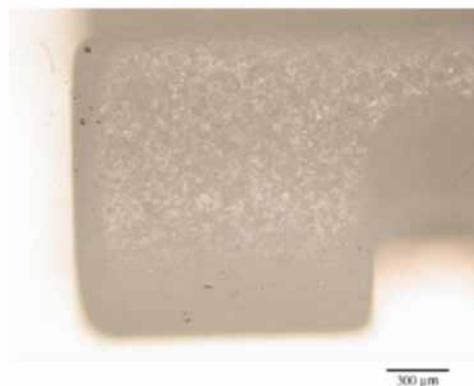


Figura 4.20 – Detalhe da superfície do bráquete GH (corresponde à face 1 da Figura 4.17).

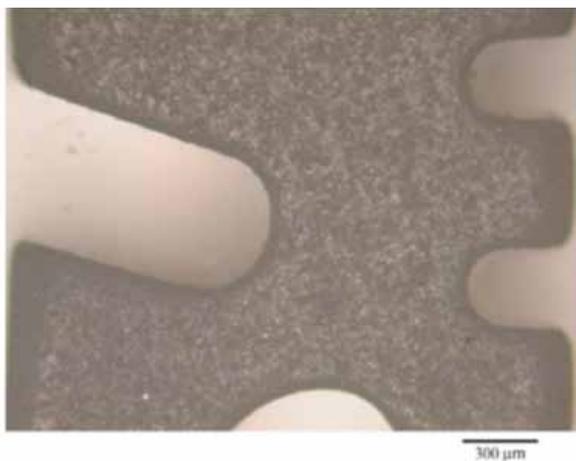


Figura 4.21 – Bráquete GH (vista correspondente à face 5 da Figura 4.17).

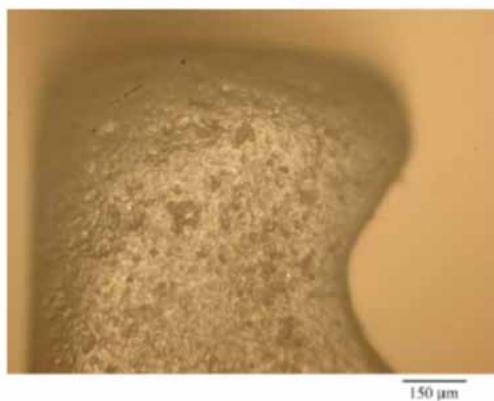


Figura 4.22 – Detalhe da superfície do bráquete GH (correspondente à face 5 da Figura 4.17).

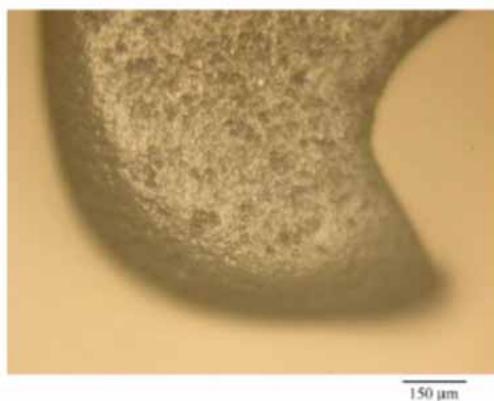


Figura 4.23 – Detalhe da superfície do bráquete GH (correspondente à face 5 da Figura 4.17).

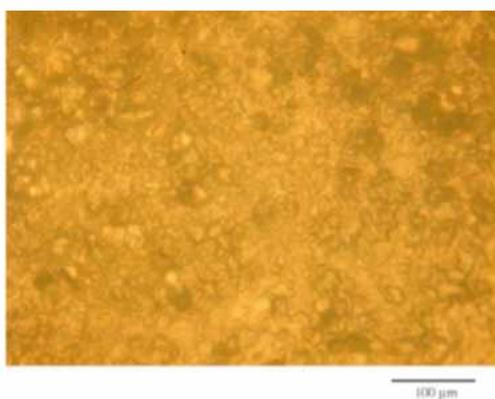


Figura 4.24 – Detalhe da superfície do bráquete GH (correspondente à face 5 da Figura 4.17).

4.3.3 – Micrografias da marca RMO:

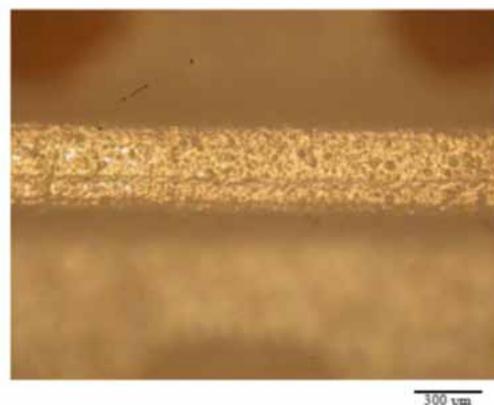


Figura 4.25 – Detalhe do fundo da canaleta do bráquete RMO (correspondente à face 1 da Figura 4.17).

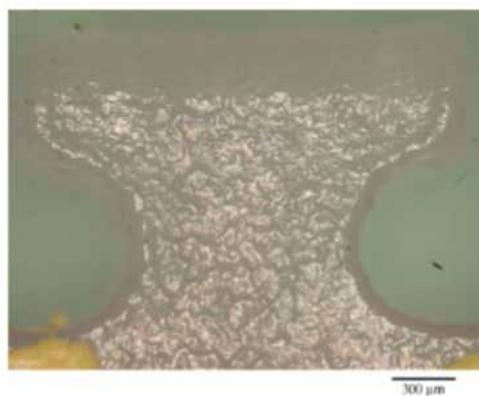


Figura 4.26 - Superfície do gancho do bráquete RMO (correspondente à face 1 da Figura 4.17).

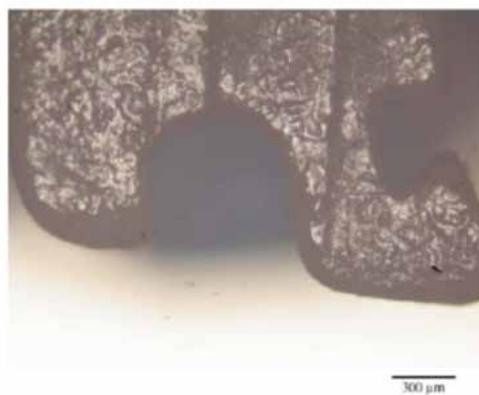


Figura 4.27 – Superfície do bráquete RMO (correspondente à face 5 da Figura 4.17).



Figura 4.28 – Detalhe da superfície do bráquete RMO (correspondente à face 1 da Figura 4.17).

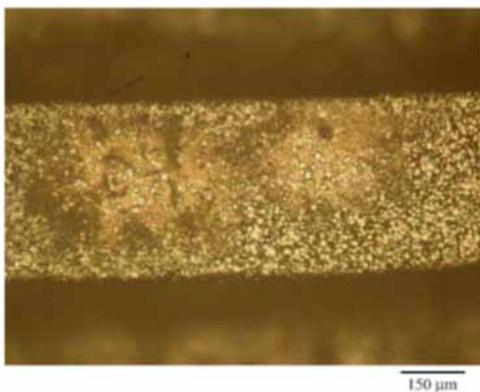


Figura 4.29 – Fundo do sulco de retenção do bráquete RMO (corresponde à face 2 da Figura 4.17).

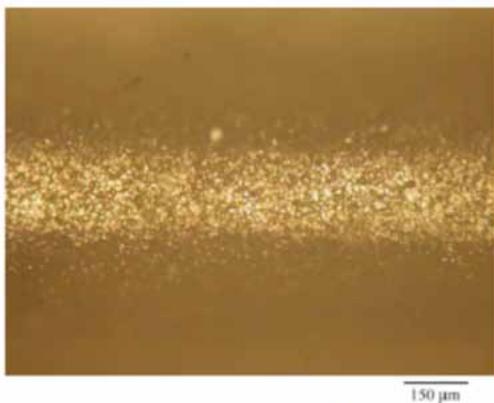


Figura 4.30 – Fundo do sulco de retenção do bráquete RMO (correspondente à face 4 da Figura 4.17)

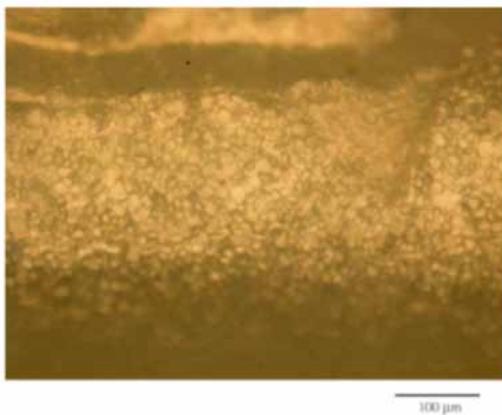


Figura 4.31 – Detalhe da canaleta do bráquete RMO (correspondente à face 3 da Figura 4.17).

4.4 - ANÁLISE MICROESTRUTURAL DOS GRÃOS DE ALUMINA

As figuras abaixo mostram as superfícies dos bráquetes polidos e atacados termicamente. As Figuras 4.32, 4.34 e 4.36 tiveram seus grãos contornados no programa Adobe Photoshop 7.0, resultando nas Figuras 4.33, 4.35 e 4.37, as quais foram levadas ao programa analisador de imagens Qwin para que fosse realizada a análise microestrutural.

4.4.1 - Bráquetes da marca 3M

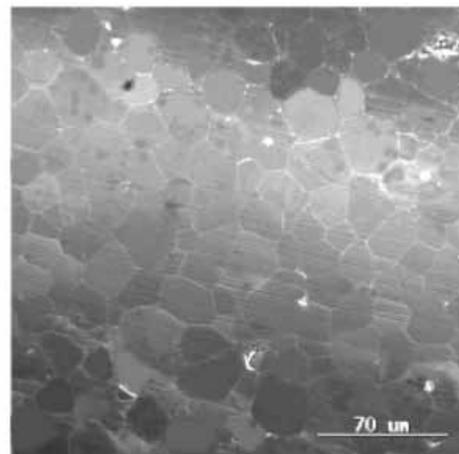


Figura 4.32 – Superfície do bráquete 3M polida e atacada termicamente.

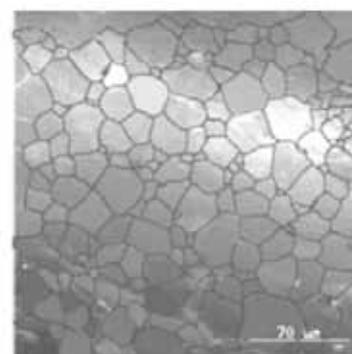


Figura 4.33 – Contorno dos grãos de alumina desenhados no programa Adobe Photoshop 7.0 (bráquete 3M).

4.4.2 - Bráquetes da marca RMO:

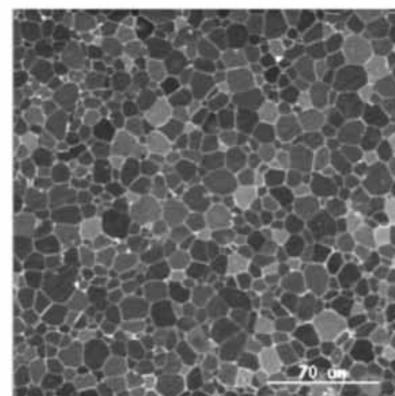


Figura 4.34 – Superfície do bráquete RMO polida e atacada termicamente.

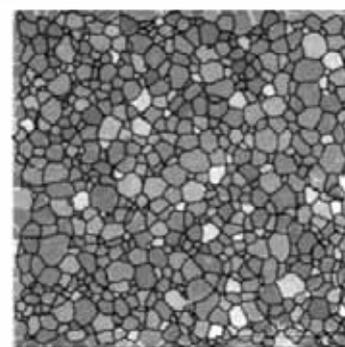


Figura 4.35 – Contorno dos grãos de alumina desenhados no programa Adobe Photoshop 7.0 (bráquete RMO)

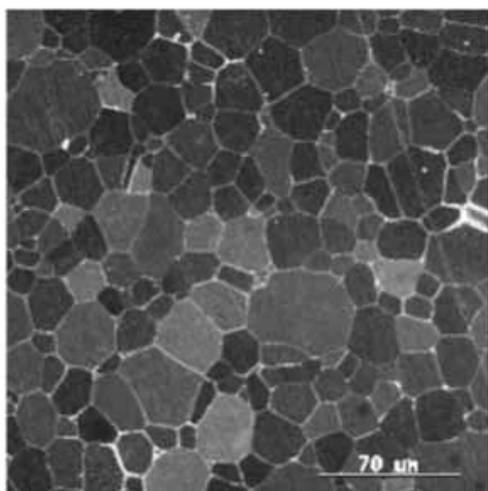


Figura 4.36 – Superfície do bráquete GH polida e atacada termicamente.

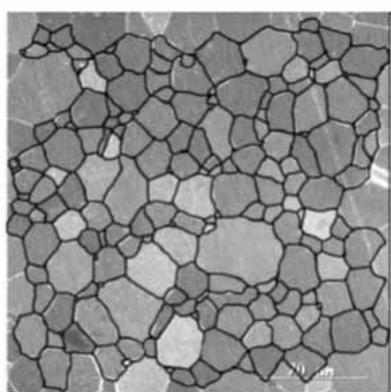


Figura 4.37 – Contorno dos grãos de alumina desenhados no programa Adobe Photoshop 7.0 (bráquete GH).

As Figuras de 4.38 a 4.43 mostram os histogramas obtidos a partir dos dados fornecidos pelo programa analisador de imagens com relação à área e ao diâmetro dos grãos de alumina. A observação da Figura 4.38 mostra que, para o bráquete 3M, os valores mais freqüentes de área variaram de 0 a 40 μm^2 , sendo que a área média foi de 258,1 μm^2 (Figura 4.44). Os valores mais freqüentes de diâmetro para a marca 3M variaram de 0 a 20 μm (Figura 4.39), sendo que o diâmetro médio foi de 15,7 μm (Figura 4.45). Em cada micrografia do bráquete 3M, foram medidos em média, 185 grãos (Figura 4.46). A Figura 4.40 (bráquete RMO) mostra que os valores mais freqüentes de área variaram de 0 a 70 μm^2 (área média de 76 μm^2 - Figura 4.44), e os valores mais freqüentes de diâmetro variaram de 5 a 13 μm (Figura 4.41), sendo o diâmetro médio de 8,8 μm (Figura 4.45). Em cada micrografia do bráquete RMO, foram medidos em média, 638 grãos (Figura 4.46). A figura 4.42 (bráquete GH) mostra que os valores mais freqüentes de área variaram de 0 a 20 μm^2 (média de 238,1 μm^2 - Figura 4.44), e os valores mais

freqüentes de diâmetro variaram de 0 a 20 μm (média de 14,7 μm – Figura 4.45), como mostra a figura 4.43. Em cada micrografia do bráquete GH, foram medidos em média, 186 grãos (Figura 4.46). Com base nos resultados acima descritos é possível notar que os bráquetes das marcas 3M e GH apresentam uma microestrutura muito semelhante, com diâmetros médios de grãos ao redor de 15 μm , e área média dos grãos ao redor de 250 μm^2 . Entretanto, o bráquete RMO apresentou grãos de alumina significativamente menores do que os das outras duas marcas comerciais, sendo que o diâmetro médio foi aproximadamente 50% menor, e a área média foi aproximadamente 70% menor. A influência do tamanho dos grãos desses bráquetes em sua resistência e translucidez é um assunto a ser estudado num experimento futuro.

4.4.4 - Histogramas da marca 3M:

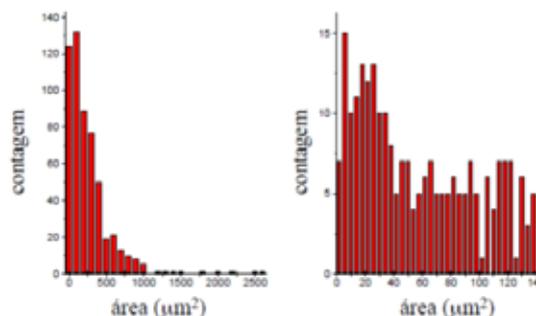


Figura 4.38 – Histogramas mostrando a contagem de grãos em função da área (esquerda). No histograma da direita o eixo x apresenta somente uma variação de área de 0 a 140 μm^2 (bráquete 3M).

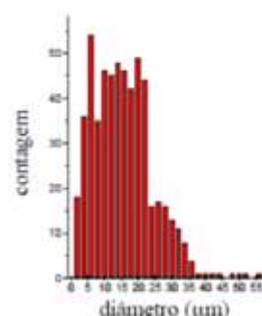


Figura 4.39 – Histograma mostrando contagem de grãos em função do diâmetro (bráquete 3M).

4.4.5 – Histogramas da marca RMO:

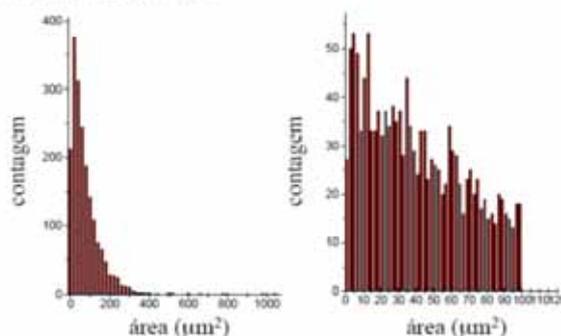


Figura 4.40 – Histogramas mostrando a contagem de grãos em função da área (esquerda). No histograma da direita o eixo x apresenta somente uma variação de área de 0 a 100 μm^2 (bráquete RMO).

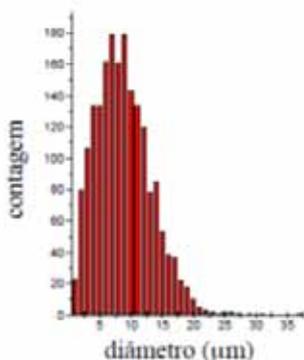


Figura 4.41 – Histograma mostrando contagem de grãos em função do diâmetro (bráquete RMO).

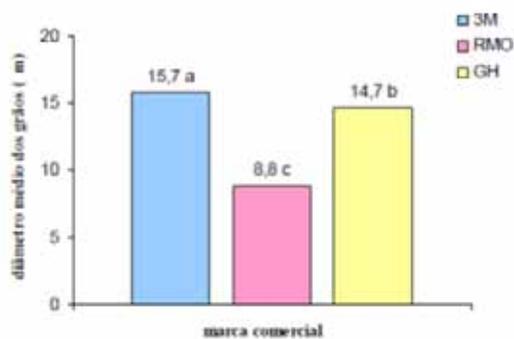


Figura 4.45 – Gráfico das médias dos diâmetros dos grãos de alumina.

4.4.6 – Histogramas da marca GH:

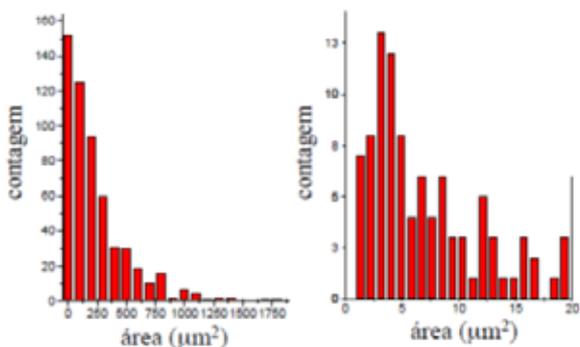


Figura 4.42 Histogramas mostrando a contagem de grãos em função da área (esquerda). No histograma da direita o eixo x apresenta somente uma variação de área de 0 a 20 μm² (bráquete GH).

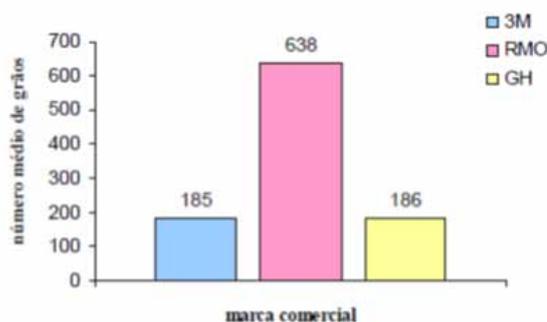


Figura 4.46 – Gráfico do número médio dos grãos de alumina.

4.5.DUREZA:

A Tabela 4.5 e a Figura 4.47 mostram os valores de dureza Vickers das três marcas de bráquetes estudados. Com base na análise estatística, é possível concluir que a dureza dos três bráquetes é semelhante, o que denota que as diferenças microestruturais encontradas não influenciaram nesta propriedade mecânica. Entretanto, outras propriedades mecânicas ainda precisam ser estudadas como a resistência e a tenacidade à fratura.

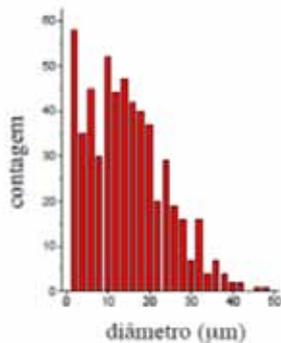


Figura 4.43 – Histograma mostrando contagem de grãos em função do diâmetro (bráquete GH).

Tabela 4.5 – Média (± desvio padrão) das 20 indentações nas três marcas comerciais. Não houve diferença estatística entre as médias (p>0,05).

RMO	GH	3M
19,0 ± 0,1	19,5 ± 0,1	18,7 ± 0,2

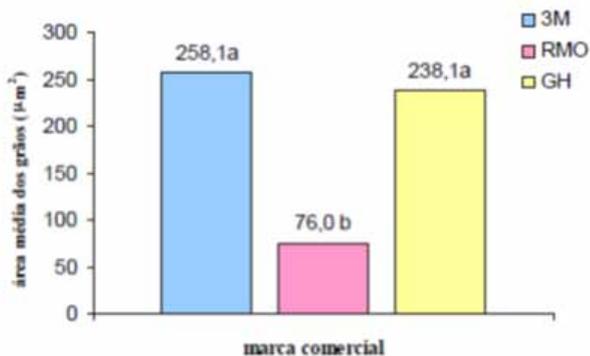


Figura 4.44 – Gráfico das médias das áreas dos grãos de alumina.

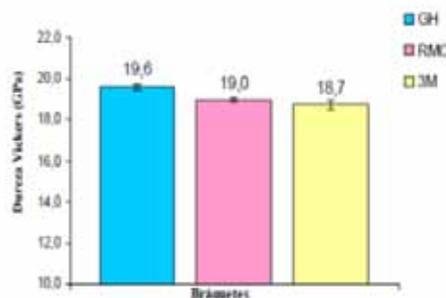


Figura 4.47 – Dureza Vickers em função da marca comercial. As barras de erro representam o desvio padrão.

5. - CONCLUSÕES

Com base nos resultados desse estudo, foi possível delinear as seguintes conclusões:

1. O bráquete da marca 3M apresentou densidade significativamente maior e porosidade significativamente menor em relação aos bráquetes das marcas GH e RMO, os quais tiveram densidade e porosidade semelhantes.
2. A análise microestrutural mostrou que: a) As três marcas de bráquetes apresentam microestrutura semelhante de múltiplos grãos de alumina de formato poliédrico; b) A rugosidade das superfícies cerâmicas é relativamente alta (entretanto, a canaleta do bráquete 3M apresenta um recobrimento metálico com superfície mais lisa); c) Todos os materiais apresentaram poros dentro de alguns grãos e também em algumas interfaces entre dois, três ou quatro grãos; d) Os bráquetes das marcas 3M e GH apresentaram uma microestrutura muito semelhante, com diâmetros médios de grãos ao redor de 15µm, e área média dos grãos ao redor de 250µm². Entretanto, o bráquete RMO apresentou grãos de alumina significativamente menores do que os das outras duas marcas comerciais, sendo que o diâmetro médio foi aproximadamente 50% menor, e a área média foi aproximadamente 70% menor.
- 3) Não houve diferença estatística entre os valores de dureza Vickers obtidos para as três marcas de bráquetes estudados.

6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ALKIRE, R.G.; BAGBY, M.D.; GLADWIN, M.A.; KIM, H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater*, v.13, n.1, p.2-6, Jan 1997.
2. ANDREWS, LF. The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*, v.62, p.296-309, 1972.
3. ANSTIS, G.R.; CHANTIKUL, P. ; LAWN, B.R.; MARSHALL, D.B. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: indirect crack measurements. *J Am Ceram Soc*, v. 64, n. 9, p. 533-538, Sep. 1981.
4. ANUSAVICE, K.J.; LEE, R.B. Effect of firing temperature and water exposure on crack propagation in unglazed porcelain. *J Dent Res*, v. 68, n. 6, p. 1075-1081, 1989.
5. BIRNIE, D. Ceramic Brackets. *Br J Orthod*, v.17, n.1, p.71-75, 1990.
6. BISHARA, S.E.; TRULOVE, T.S. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I: background and methods. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.98, n.2, p.145-153, Aug 1990.
7. DICKSON, J.; JONES, S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *J Clin Orthod*, v.30, n.9, p.516-518, Sep 1996.
8. FERNANDEZ, L.; CANUT, J.A. In vitro comparison of the retention capacity of new aesthetic brackets. *Eur J Orthod*, v.21, n.1, p.71-77, Feb 1999.
9. GHAFARI J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod*, v.62, n.5, p.145-152, 1992.
10. GIBBS, S.L. Clinical performance of ceramic brackets: a survey of british orthodontists experiance. *Br J Orthod*, v,19, n.3, p.191-197, 1992.
- 43
11. GUNN, S.; POWERS, J.N. Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod*, v.25, n.6, p.355-358, 1991.
12. HOLT, M.H.; NANDA, R.S.; DUNCANSON, M.G.

- Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.99, p.287-293, 1991.
13. KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A.E.; PAPADOPOULOS, M.A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.112, n.1, p.34-40, Jul 1997.
14. KUSY, R.P.; WHITLEY, J.Q. Frictional resistance of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod*, v.71, n.5, p.364-374, Oct 2001.
15. LARMOUR, C.J.; CHADWICK, R.G. Effects of a commercial orthodontic debonding agent upon the surface microhardness of two orthodontic bonding resins. *J Dent*, v.23, n.1, p.37-40, 1995.
16. LINDAUER, S.J.; MACON, C.R.; BROWNING, H.; RUBENSTEIN, L.K.; ISAACSON, R.J. Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.106, n.5, p.481-486, Nov 1994.
17. LLOYD, C.H.; SCRIMGEOUR, S.N. Dental materials: 1993 literature review. *J Dent*, v.23, n.2, p.67-93, Apr 1995.
18. OGAARD, B.; ROLLA, G.; ARENDS, J. Orthodontic appliances and enamel demineralization. Part 1: Lesion Development. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.94, n.1, p.68-73, Jul 1988.
- 44
19. RHODES, R.K.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. *Angle Orthod*, v.62, n.1, p.67-76, 1992.
20. SEGHI, R.R.; DENRY, I.L.; ROSENTIEL, S.F. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent*, v. 74, n. 2, p. 145-150 1995.
21. SHERIDAN, J.J.; BRAWLEY, G.; HASTINGS, J. Electrothermal debracketing. Part I: an in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.89, n.1, p.21-27, Jan 1986.
22. SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*, v.22, n.2, p.82-88, Feb 1988.
23. VIAZIS, A.D.; CAVANAUGH, G.; BEVIS, R.R. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.98, n.3, p.214-221, Sep 1990.
24. VIAZIS, A.D.; CHABOT, K.A.; KUCHERIA, C.S. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.103, n.6, p.573-544, Jun 1993.
25. VIAZIS, A.D.; DELONG, R.; BEVIS, R.R.; DOUGLAS, W.H.; SPEIDEL, T.M. Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: A special case report. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.96, n.5, p.514-518, Dec 1989.
26. WINCHESTER, L. Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod*, v.19, n.3, p.233-237, 1992.