

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
CENTRO BIOMÉDICO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CLARICE NISHIO SOARES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À DEFORMAÇÃO OU FRATURA
SOB TORSÃO DOS BRÁQUETES ESTÉTICOS**

Rio de Janeiro
2005

UNIVERSIDADE DO ESTADO DO RIO DE JANEIRO
CENTRO BIOMÉDICO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

CLARICE NISHIO SOARES

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À DEFORMAÇÃO OU FRATURA
SOB TORSÃO DOS BRÁQUETES ESTÉTICOS**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia da UERJ como um dos requisitos
para a obtenção do título de Mestre em
Odontologia (Ortodontia).

Orientadores: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes
Prof. Carlos Nelson Elias

Rio de Janeiro
2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Clarice Nishio Soares

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À DEFORMAÇÃO OU FRATURA SOB TORSÃO DOS BRÁQUETES ESTÉTICOS

Rio de Janeiro, 25 de novembro de 2005.

Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida

Prof. Dr. Cátia Cardoso Abdo Quintão

Prof. Dr. José Nelson Mucha

Dedico esse trabalho aos meus pais, ao meu marido e à toda a minha família pelo constante apoio e incentivo profissional.

“A dúvida é o começo da sabedoria.”

Segus

“Os nossos conhecimentos são a reunião
do raciocínio e experiência de numerosas
mentes.”

Ralph Emerson

AGRADECIMENTOS

À Deus, por me proporcionar saúde e possibilitar a realização de mais uma conquista profissional.

Ao Professor e Doutor Alvaro de Moraes Mendes pela disponibilidade, paciência e excelente orientação que tornaram possível a realização deste trabalho. Muito obrigada por ter me recebido com tanto carinho na Disciplina de Ortodontia da FO-UERJ.

Ao Professor e Doutor Carlos Nelson Elias, Professor do Instituto Militar de Engenharia (IME), pela paciência, carinho e mais uma vez, pelo auxílio na elaboração e execução dessa pesquisa. Palavras são difíceis para expressar a grande admiração que tenho pelo senhor, pela sua sabedoria e dedicação ao magistério.

Aos Professores e Doutores Marco Antonio de Oliveira Almeida e Cátia Cardoso Abdo Quintão, pelos ensinamentos transmitidos e pela dedicação e coordenação dos Cursos de Pós-Graduação em Ortodontia da FO-UERJ.

Aos Professores dos Cursos de Graduação e Pós-Graduação em Ortodontia da FO-UERJ, Álvaro Francisco Carriello Fernandes, Antônio Carlos Peixoto da Silva, Flávia Artese, Jonas Capelli Júnior, José Augusto Mendes Miguel, Maria Teresa de Andrade Goldner, pelo carinho, ensinamentos e receptividade.

Ao Professor Doutor José Nelson Mucha, a quem tenho grande admiração pessoal, carinho e veneração profissional. Obrigada por ter sido responsável pela minha Especialização em Ortodontia na FO-UFF, a qual tenho muito orgulho. O senhor será sempre meu eterno mestre e referência para o meu aprimoramento profissional.

Aos meus colegas de turma do Mestrado em Odontologia (Ortodontia), Deise Lima Cunha Masioli, Julio Orrico de Aragão Pedra e Cal Neto, Mariana de Aguiar Bulhões Galvão e Mariana de Pinho Noronha, pela amizade e por terem tornado esses anos de

convívio bastante agradáveis. Um agradecimento especial ao meu amigo Daniel Koo, pelo carinho, companherismo e valores humanos transmitidos.

Aos alunos do Curso de Doutorado em Odontologia (Ortodontia) da FO-UERJ, Alexandre Trindade Simões da Motta, Marco Abdo Gravina, Thaís Macedo Soares e Ione Portella Brunharo, pelo carinho e amizade cultivada.

Aos colegas do primeiro e segundo ano do Curso de Especialização em Ortodontia da FO-UERJ, Daniel Fernandes, Daniela Feu Rosa, Felipe de Assis, Gisele Abraão, Luciana Abi-Ramia, Rhita Almeida, Ana Heloiza de Souza, Francisco Marcelo Pinto, Lílían Bousquet, Priscila Esperão, Vinícius Schau e principalmente à Roberta Buzzoni, pelas novas amizades formadas nesse período de tempo.

Ao meu marido Carlos Eduardo de Barros Soares, que sempre esteve ao meu lado com muito amor, incentivando meu crescimento profissional.

Aos revendedores comerciais *N&F Ortho Dental Ltda. (Rocky Mountain Orthodontics)*, *Funak Comércio Representações e Serviços Ltda. (Ormco)*, *GAC Orthomax (GAC)*, fabricante *Unitek/3M* e ao Fábio Barreto, pelo fornecimento dos bráquetes estéticos e fios ortodônticos utilizados nessa pesquisa.

Aos funcionários do Departamento de Engenharia Mecânica de Materiais do IME, Leonardo Francisco da Cruz pela utilização da máquina de ensaios mecânicos *Emic* e Joel Fonseca dos Santos pela utilização do microscópio eletrônico de varredura.

À Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda da UFF e ao Fábio de Souza, pela utilização da máquina projetor de perfil *Mini-Projetor MP*.

À Mônica Christina de Souza Marques pelo carinho, amizade e assistência prestada.

Aos funcionários técnicos administrativos da Pós-Graduação da FO-UERJ, Antonio Dias da Silva, Tatiana Garcia Assumpção e José Carlos Barbosa de Medeiros pela assistência prestada.

À Elaine dos Anjos Moreira e a todos os funcionários da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UERJ pelos serviços prestados.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para a realização desse trabalho.

RESUMO

SOARES, Clarice Nishio – Avaliação da resistência à deformação ou fratura sob torção dos bráquetes estéticos. Orientadores: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes e Prof. Dr. Carlos Nelson Elias. Rio de Janeiro: FO-UERJ, 2005. Tese (Mestrado em Odontologia – Ortodontia). 78 p.

Os objetivos deste estudo foram comparar a resistência à deformação ou fratura de bráquetes estéticos submetidos à incorporação gradativa de torque ao fio ortodôntico; analisar o comportamento dos *slots* de cerâmica, policarbonato, aço inoxidável e ouro dos bráquetes estéticos em relação à resistência à deformação ou fratura; registrar os locais de maior ocorrência de deformação ou fratura dos bráquetes estéticos e verificar a correlação das dimensões dos bráquetes estéticos com o torque de resistência à deformação ou fratura. Dez bráquetes de incisivo central superior direito, 0.022" x 0.028", de seis tipos foram utilizados: bráquetes de cerâmica: tradicional (cer); com *slot* de aço inoxidável (cer/aço); com *slot* de ouro (cer/ouro); bráquetes de policarbonato: tradicional (polic); com *slot* de aço inoxidável (polic/aço); com reforço de partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (polic/cer/aço). Foram usados 60 segmentos de 5,0 cm de comprimento de fio ortodôntico de aço inoxidável 0.021"x0.025". Todos os materiais foram mensurados previamente ao ensaio mecânico. A torção do fio ortodôntico foi obtida através da máquina de ensaio *Emic DL 10000*, numa velocidade de 25,4 mm/min. Os dados foram analisados estatisticamente aplicando-se o teste "F" de *Snedecor* em análise de variância, teste de *Bonferroni* e Teste *t* de *Student*. Os resultados foram, em ordem decrescente de resistência à deformação ou fratura, em gf.mm: cer/aço (3.528,1±516,6); cer/ouro (2.858,7±611,6); cer (2.424,0±352,1); polic/cer/aço (2.279,5±174,5); polic/aço (2.142,0±275,7); polic (1.463,6±193,3). Os bráquetes de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (cer/aço) apresentaram os maiores valores de resistência à fratura estatisticamente significativo ($p<0,01$), assim como os bráquetes de policarbonato tradicional (polic) demonstraram os menores valores de resistência à deformação estatisticamente significativo ($p<0,01$). Os bráquetes de cerâmica tradicional (cer) não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p>0,01$) quando comparados aos bráquetes de cerâmica com *slot* de ouro (cer/ouro) e aos bráquetes de policarbonato (polic/aço) e (polic/cer/aço). O *slot* de aço inoxidável aumentou a resistência à deformação ou fratura dos bráquetes estéticos, o mesmo fato não foi proporcionado de forma significativa pelo *slot* de ouro. A inclusão de partículas de cerâmica na composição dos bráquetes de policarbonato não proporcionou aumento na resistência à deformação. O local de maior incidência de fratura dos bráquetes cerâmicos foi na asa incisal. Não foi possível avaliar os locais de deformação dos bráquetes de policarbonato, uma vez que estes apresentaram uma deformação elástica. A variação de tamanho dos *slots* dos bráquetes estéticos não influenciou nos resultados da resistência à deformação ou fratura, exceto a largura do *slot* do bráquete de cerâmica tradicional (cer) que apresentou uma correlação estatisticamente significativa ($p<0,05$). Quanto menor a largura do *slot*, menor foi a resistência à fratura. Os baixos valores de resistência à fratura que o bráquete de cerâmica tradicional (cer) apresentou parece estar mais relacionado à ausência de reforço no *slot* cerâmico do que à sua variação de tamanho, pois clinicamente sua menor largura foi considerada insignificante, quando comparada aos demais bráquetes cerâmicos.

Palavras-chaves: Resistência a deformação ou fratura; torque de incisivos superiores; bráquetes cerâmicos; bráquetes de policarbonato; bráquetes *slot* aço e ouro.

ABSTRACT

SOARES, Clarice Nishio - Evaluation of the resistance to deformation or fracture of aesthetic brackets under torsion force. Tutors: Prof. Dr. Alvaro de Moraes Mendes and Prof. Dr. Carlos Nelson Elias. Rio de Janeiro: FO-UERJ, 2005. Thesis (Master's in Orthodontics). 78 p.

The aim of this study was to compare the aesthetic brackets resistance to deformation or fracture during archwire torsion; to analyse the behavior of ceramic, polycarbonate, stainless steel and gold brackets slot in relation to deformation or fracture resistance; to register the bracket areas with higher incidence of fracture and to analyze the correlation between the dimensions of the brackets and the deformation or fracture resistance values. Ten right maxillary central incisor 0.022" x 0.028" brackets of six types were used: ceramic brackets - traditional (cer); with stainless steel slot (cer/ss); with gold slot (cer/gold); polycarbonate brackets - traditional (poly); with stainless steel slot (poly/ss); with ceramic fillers and stainless steel slot (poly/cer/ss). Sixty segments with a 5,0 cm length of 0.021"x0.025" stainless steel wire were used. All the materials were measured before the mechanical tests. The *Emic DL 10000* testing instrument was moved at a 25,4 mm/min rate to obtain the archwire torsion. The data were submitted to statistical analysis by applying parametric tests such as *Snedecor's F* – test, the *Bonferroni* adjustment and the Student *t* test. According to the attained data registers, brackets showed deformation or fracture resistance values in the following decreasing order (gf.mm): cer/ss (3528.1±516.6); cer/gold (2858.7±611.6); cer (2424.0±352.1); poly/cer/ss (2279.5±174.5); poly/ss (2142.0±275.7); poly (1463.6±193.3). The traditional (cer) ceramic brackets showed the highest statistically significant values of resistance to fracture ($p<0.01$); the traditional (poly) polycarbonate brackets, on the other hand, evidenced the lowest statistically significant values of resistance to deformation ($p<0.01$). The traditional (cer) ceramic brackets did not display significant statistic difference ($p>0.01$) when compared to the (cer/ss) ceramic brackets, the (poly/ss) and (poly/cer/ss) polycarbonate brackets. The stainless steel slot increased the resistance of the aesthetic brackets to deformation or fracture; however, the gold slot did not demonstrate the same results. The addition of ceramic fillers to the polycarbonate brackets increased the resistance to deformation. The point with the highest incidence of ceramic bracket fractures was the incisal tie-wing. It was not possible to evaluate the polycarbonate brackets deformation points since they presented an elastic distortion. The aesthetic bracket slots size variation did not influenced the results of the resistance to deformation or fracture, except for the traditional (cer) ceramic bracket width, which showed a statistically significant correlation ($p<0.05$). The narrower the slot width, the lower the resistance to fracture. The low values of resistance to the traditional (cer) ceramic bracket fracture seem to be more related to the lack of reinforcement in the slot than to its size variation, since the narrower width was considered clinically insignificant when compared to other ceramic brackets.

Key words: Resistance to deformation or fracture; upper incisors torque; ceramic brackets; polycarbonate brackets; stainless steel and gold brackets slot.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1	Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) da largura dos <i>slots</i> dos bráquetes.	42
TABELA 2	Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) da altura dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	43
TABELA 3	Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) em relação a profundidade dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	44
TABELA 4	Valores dos torques (gf.mm), médias, desvios padrão e medianas para os bráquetes <i>Transcend 6000</i> ; <i>Luxi II</i> ; <i>Clarity</i> ; <i>Blonde</i> ; <i>Elation</i> ; <i>Spirit MB</i>	45
TABELA 5	Utilização do teste de <i>Bonferroni</i> para as comparações entre os valores médios de torque gerados pelos bráquetes analisados.....	46
TABELA 6	Dependência entre resistência à deformação ou fratura e as dimensões dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	47
TABELA 7	Locais de fratura dos bráquetes cerâmicos.....	48

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1	Características, nome comercial, fabricante, angulações, prescrição da técnica e número do lote dos bráquetes utilizados.....	33
QUADRO 2	Comparação entre os grupos, em relação a largura dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	42
QUADRO 3	Comparação entre os grupos, em relação a altura dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	43
QUADRO 4	Comparação entre os grupos, em relação a profundidade dos <i>slots</i> dos bráquetes.....	44

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	Bráquetes utilizados: (a) <i>Transcend 6000</i> (cer); (b) <i>Clarity</i> (cer/aço); (c) <i>Luxi II</i> (cer/ouro); (d) <i>Blonde</i> (polic); (e) <i>Spirit MB</i> (polic/cer/aço); (f) <i>Elation</i> (polic/aço).....	33
FIGURA 2	Acessório de metal para o ensaio da resistência à deformação ou fratura: (a) bases de sustentação; (b) placa base; (c) barras laterais; (d) mandris de rotação; (e) fio de nylon; (f) eixo do dispositivo de ensaio; (g) acessório com base para apoiar o bráquete.....	35
FIGURA 3	Vista superior da base do acessório com bráquete fixado.....	35
FIGURA 4	Três tipos de acessórios com variações de angulação de inclinação e torque em relação à sua base inferior: (a') 0° de inclinação / 0° de torque; (b') +5° de inclinação / +12° de torque; e (c') +5° de inclinação / +14° de torque.....	36
FIGURA 5	Dimensões dos <i>slots</i> dos bráquetes estéticos, em relação a largura, altura e profundidade.....	37
FIGURA 6	Figura 6: Bráquete geminado: (a) <i>Clarity</i> (cer/aço); bráquetes não geminados: (b) <i>Transcend 6000</i> (cer) e (c) <i>Luxi II</i> (cer/ouro).....	55
FIGURA 7	Adaptação do <i>slot</i> de ouro ao bráquete cerâmico: vista frontal a) 50 x de aumento; b) 100 x de aumento; c) 200 x de aumento; vista lateral d) 80 x de aumento.....	58
FIGURA 8	Adaptação do <i>slot</i> de aço inoxidável ao bráquete cerâmico: vista frontal a) 50 x de aumento; b) 100 x de aumento; c) 200 x de aumento; vista lateral d) 80 x de aumento.....	58

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1	Valores em ordem crescente dos valores médios de torque (gf.mm), dos bráquetes <i>Blonde</i> (polic); <i>Elation</i> (polic/aço); <i>Spirit MB</i> (polic/cer/aço); <i>Transcend 6000</i> (cer); <i>Luxi II</i> (cer/ouro); <i>Clarity</i> (cer/aço)	56
GRÁFICO 2	Estatística descritiva dos valores médios de torque de resistência à deformação ou fratura (gf.mm) dos bráquetes <i>Clarity</i> (cer/aço); <i>Luxi II</i> (cer/ouro); <i>Transcend 6000</i> (cer); <i>Spirit MB</i> (polic/cer/aço); <i>Elation</i> (polic/aço); <i>Blonde</i> (polic).....	61

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	1
2 - REVISÃO DA LITERATURA.....	4
2.1 - Toque de incisivos superiores.....	4
2.2 - Bráquetes de policarbonato.....	9
2.3 - Bráquetes de cerâmica.....	15
2.3.1 - Classificação dos bráquetes cerâmicos.....	17
2.4 - Características físicas dos bráquetes estéticos.....	19
2.4.1 - Resistência à torsão.....	19
2.4.2 - Resistência à fratura.	21
2.4.3 - Locais de fratura.....	25
2.5 - Efeitos danosos ao esmalte.....	26
2.6 - Considerações clínicas	28
3 - PROPOSIÇÃO.....	31
4 - MATERIAL E MÉTODO.....	32
4.1 - Material.....	32
4.2 - Método.....	37
4.3 - Tratamento Estatístico	39
5 - RESULTADOS.....	40
6 - DISCUSSÃO.....	49
7 - CONCLUSÃO.....	65
8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67
9 – APÊNDICE.....	74
APÊNDICE A – Medição da largura, altura e profundidade dos <i>slots</i> dos bráquetes <i>Clarity</i> (cer/aço), <i>Luxi II</i> (cer/ouro), <i>Transcend 6000</i> (cer), <i>Elation</i> (polic/aço), <i>Spirit MB</i> (polic/cer/aço) e <i>Blonde</i> (polic).....	74

1 - INTRODUÇÃO

A aparência dos aparelhos ortodônticos fixos sempre foi uma preocupação para os pacientes, principalmente para os adultos (GOLDSTEIN, BURNS e YURFEST, 1989). O desenvolvimento de aparelhos que combinam a vantagem estética com as necessidades biomecânicas, tem sido um dos objetivos no desenvolvimento de novos materiais dentários para emprego na Ortodontia (BIRNIE, 1990; BISHARA, 2000).

Os bráquetes são submetidos a vários tipos de forças ortodônticas durante o tratamento. A fratura do bráquete estético pode ocorrer durante a colocação ou remoção dos arcos retangulares, fixação do fio ao bráquete ortodôntico e durante a incorporação de torque e inclinação no fio ortodôntico (BIRNIE, 1990). Em Ortodontia, o torque ou dobra de 3ª ordem, se refere a inclinação vestibulo-lingual da raiz e geralmente é aplicado durante a retração dos dentes superiores anteriores com torque lingual radicular (HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991). Durante os movimentos de torque e inclinação, diferentes níveis de tensão são geradas em diversos locais do bráquete (asa, base, ângulo de união entre asa/base) podendo levar a sua deformação ou fratura (HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991; SORENSON Jr., 1991; LINDAUER et al., 1994; GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995; AKNIN et al., 1996), sendo que a necessidade de substituição do bráquete pode aumentar o tempo de tratamento e causar injúrias ao paciente (HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993; GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995; AKNIN et al., 1996).

De 1986 a 1990, a utilização pelos ortodontistas americanos dos bráquetes cerâmicos aumentou, em mediana, de 5,6% para 88,2%, enquanto o uso dos bráquetes de policarbonato diminuiu de 57,6% para 24,3% (GOTTLIEB, NELSON e VOGELS, 1991). Essa ocorrência pode ser explicada pelo fato de os bráquetes de policarbonato terem

apresentado um histórico de resultados precários provenientes das suas propriedades físicas e mecânicas: baixa resistência à deformação e pigmentação, o que dificultava a incorporação de torque na movimentação dentária (RAINS et al., 1977) e comprometia a estética, respectivamente (BIRNIE, 1990; FELDNER et al., 1994; SINHA e NANDA, 1997; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002).

Os bráquetes cerâmicos, por serem inertes à deformação e à pigmentação surgiram então como substitutos dos bráquetes de policarbonato (BIRNIE, 1990; KUSY et al., 1991; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993; FELDNER et al., 1994; SINHA e NANDA, 1997; THORSTENSON e KUSY, 2003; SINHA e NANDA, 2004). No entanto, os bráquetes cerâmicos apresentam uma baixa capacidade de resistir à fratura (SCOTT, 1988; SWARTZ, 1988; HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991; LINDAUER et al., 1994; AKNIN et al., 1996; KARAMOUZOS, ATHANASIOU e PAPADOPOULOS, 1997; BISHARA, 2000; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002). Os bráquetes de aço inoxidável apresentam uma elasticidade de aproximadamente 20%, enquanto a cerâmica demonstra uma capacidade de flexibilidade menor do que 1%, o que a torna mais frágil e suscetível à fratura (SCOTT, 1988).

Com o propósito de aumentar a resistência à fratura dos bráquetes cerâmicos, durante a incorporação de torque, bráquetes com *slot* de aço inoxidável e ouro foram desenvolvidos (KUSY e WHITLEY, 2001), porém não existem pesquisas suficientes que comprovem a sua eficiência na diminuição da fratura em questão.

Em relação aos bráquetes de policarbonato, partículas de cerâmica e fibra de vidro e *slot* de aço inoxidável também foram inseridos em sua estrutura. Segundo FELDNER et al., em 1994, aproximadamente 12% a 15% de torque é perdido durante a deformação do bráquete de policarbonato, tornando necessário a inserção de uma força inicial de torque superior ao ideal. A incorporação de partículas de cerâmica e fibra de vidro teria como

objetivo reduzir a pigmentação dos bráquetes e reforçar a estrutura do policarbonato; enquanto o *slot* de metal, deveria prevenir a distorção durante a aplicação de torque e reduzir a fricção entre bráquete/fio ortodôntico (FELDNER et al., 1994; BAZAKIDOU et al., 1997; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002; SADAT-KHONSARI et al., 2004).

O desenvolvimento de pesquisas para verificar o comportamento desses bráquetes frente a essas alterações se torna necessário, pois de acordo com a literatura atual, não foi encontrado trabalhos que comparassem os tipos de bráquetes descritos anteriormente.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

2.1 - TORQUE DE INCISIVOS SUPERIORES

O torque ou dobra de 3ª ordem, é definida como a inclinação vestibulo-lingual da raiz dentária (HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991). Este movimento axial controla a posição vestibulo-lingual da coroa e da raiz e é considerada uma das mais importantes e potentes forças na mecânica ortodôntica (RAUCH, 1959; McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994). De acordo com RAUCH, em 1959, o termo torque tem dois significados diferentes mas relacionados entre si em Ortodontia. Um se refere à inclinação vestibulo-lingual de raiz, que pode ser mensurado na radiografia cefalométrica de perfil com a inclinação do incisivo em relação a base anterior do crânio ou ao plano maxilar, enquanto o outro descreve a ativação de torsão do arco no *slot* do bráquete.

A aplicação de torque necessita de um binário de forças para gerar um momento. Torque é a combinação de movimento de corpo e rotação. Movimentos vestibular e lingual são acompanhados de um movimento rotacional dentário de pequena magnitude devido a presença de duas forças, a do arco e a da resistência do osso alveolar (MEYER e NELSON, 1978).

Uma correta inclinação vestibulo-lingual de raiz dos incisivos superiores proporciona uma posição adequada no osso alveolar de suporte, bom contato entre incisivos e correta intercuspidação posterior (RAUCH, 1959; DOBRIN, KAMEL e MUSICH, 1975; HARZER, BOURAUDEL e GMYREK, 2004; SINHA e NANDA, 2004). Em Ortodontia, durante a retração do segmento dentário anterior superior, é comum que ocorra uma inclinação das coroas dentárias para lingual, gerando um ângulo interincisivo excessivo (SINHA e NANDA, 2004). Um ângulo interincisivo excessivo antes ou após o tratamento ortodôntico pode provocar a erupção dos incisivos e um trauma oclusal (HAMMOND e ROCK, 1991). Nessas ocasiões, a incorporação de torque lingual de raiz

dos incisivos superiores se faz necessário, a fim de obter uma oclusão ideal (SINHA e NANDA, 2004).

Os valores da força ortodôntica (gf), em relação a raiz (mm), necessária para incorporar torque ao incisivo central superior foram estimados por diversos autores: 1.035 à 1.665 gf.mm (NEUGER, 1967); 1.624 à 2.190 gf.mm (HAMMOND e ROCK, 1991); 2.000 gf.mm (WAINWRIGHT, 1973); 2.373 gf.mm (REITAN, 1957); 2.000 e 3.500 gf.mm (PROFFIT e FIELDS Jr., 2002) e para toda a região anterior superior, de incisivo lateral direito ao esquerdo: 2.824 gf.mm (SCHRODY, 1974) e 941 à 2.113 gf.mm (STEYN, 1977). De acordo com STEYN, em 1977, os incisivos laterais parecem estar mais sujeitos a receber maiores forças ortodônticas do que os incisivos centrais, e quanto menor for o número de dentes submetidos à movimentação dentária, maior é a carga que recebem. Segundo HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, em 2004, como os pacientes jovens e adolescentes apresentam um maior suprimento sangüíneo e osso alveolar, as forças ortodônticas podem ser aplicadas em maior magnitude do que quando exercidas em adultos.

Forças utilizadas em Ortodontia devem ser cuidadosamente controladas para evitar absorções nas raízes dentárias, polpa e osso alveolar (HAMMOND e ROCK, 1991). No movimento de torque, a tensão tende a ser maior na região cervical do dente, e diminui gradualmente em direção apical da raiz dentária (REITAN, 1957). De acordo com HAMMOND e ROCK, em 1991, o nível de força empregado na região cervical deve ser quatro vezes maior para causar um efeito no ápice radicular. Experimentos em animais revelaram que a movimentação dentária, através de força leve de torque, está mais relacionada ao tipo de osso alveolar do que na duração da movimentação. Se uma força contínua liberada pelo movimento de torque for demasiadamente forte, extensa reabsorção radicular pode ocorrer mesmo se o osso for moderadamente denso. Isso pode ser causado

pelo tipo de força contínua que tende a estender o tecido fibroso e a exercer uma pressão contra a superfície da raiz reabsorvida (REITAN, 1964). WAINWRIGHT, em 1973, avaliou a movimentação ortodôntica vestibulo-lingual dos dentes e observou que a extensão das reabsorções radiculares nas superfícies vestibular e lingual foram semelhantes. O autor acredita que a densidade óssea na qual o dente é movimentado não exerceu influência na extensão da reabsorção radicular. O estímulo para essa reabsorção parece estar relacionado com a intensidade da força ortodôntica na qual a raiz é submetida e o tempo envolvido na movimentação dentária. Essa força, segundo REITAN, em 1957, seria de 130 gf na região apical de cada elemento dentário anterior.

Vários fatores determinam a quantidade do torque suficiente para movimentar a raiz na direção lingual: a magnitude de torsão, a espessura e o tipo de liga do arco, o tamanho do *slot* do bráquete, a deformabilidade do bráquete, a inclinação do encaixe do bráquete em relação ao arco, a tensão da adaptação entre o arco e o bráquete (NEUGER, 1967; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002; HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, 2004) e a distância inter-bráquete, a qual é inversamente proporcional à rigidez de torsão (McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994). A distribuição de torque na interface do *slot* vai depender também da rigidez e da resiliência do material do bráquete. Deformação plástica pode resultar na abertura do *slot*, aumentando o desvio de ângulo e diminuindo o efeito do torque (McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994).

Além disso, existem ainda três outros fatores que podem influenciar na intensidade de torque utilizado em um determinado bráquete: (1) valor que o idealizador do aparelho escolhe como uma inclinação média normal da superfície dentária (isto varia consideravelmente em cada indivíduo e, portanto, pode ser diferente em amostras normais); (2) posicionamento do bráquete (distância da borda incisal e inclinação da

superfície dentária); (3) espaço existente entre o fio e o encaixe do bráquete (McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002).

Variações na forma, no contorno dos dentes e na distância intercaninos do arco superior significam que qualquer inclinação fornecida ou qualquer torque incorporado no bráquete pode ser correta para alguns dentes e incorreta para outros, devido a existência de muitas variações na morfologia dentária. Ou seja, o ângulo entre o longo eixo da raiz e a coroa de um incisivo central superior e a largura desses dentes podem variar consideravelmente. Pequenos erros no posicionamento dos bráquetes nas faces vestibulares dos dentes também contribuem para alterações na prescrição ideal do aparelho (NEUGER, 1967; CARLSSON e RÖNNERMAN, 1973; FERGUSON, 1990; McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994; MIETHKE, 1997; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002; HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, 2004). De acordo com MEYER e NELSON, em 1978, uma diferença de 3 mm no posicionamento vertical do bráquete de um pré-molar inferior por exemplo, pode afetar o ângulo de torque em até 15° graus. MIETHKE, em 1997, também observou essa correlação de posicionamento do bráquete com a influência de torque e registrou uma alteração de torque de 5° graus com um posicionamento vertical inadequado de 1 mm. Por estas razões, mesmo em aparelhos pré-ajustados, algumas dobras de terceira ordem são necessárias na maioria das finalizações do tratamento ortodôntico (PROFFIT e FIELDS Jr., 2002).

Além disso, o valor verdadeiro do espaço existente entre o fio ortodôntico e o *slot* do bráquete é sempre maior do que os descritos pelos seus fabricantes, uma vez que os arcos ortodônticos normalmente são confeccionados com uma espessura um pouco menor do que a prescrita (McKNIGHT, JONES e DAVIES, 1994).

SIMS, WATERS e BIRNIE, em 1994, observaram que a fricção existente entre arco e bráquete tende a aumentar com a incorporação de dobras de segunda e terceira

ordem no fio ortodôntico. Para cada incremento de grau no torque, a fricção apresentou um aumento de até 0,15 N. Os autores recomendam que previamente a mecânica de deslizamento com arco retangular, um período de alinhamento deve ser realizado para se eliminar os efeitos indesejados das dobras de segunda e terceira ordem nos dentes de ancoragem.

KANG et al., em 2003 definiram o ângulo crítico de contato, como o espaço existente entre o arco e o bráquete. Se a angulação entre o arco e *slot* do bráquete for menor do que o ângulo crítico de contato, ocorrerá a fricção entre essas duas superfícies. Os autores observaram que o ângulo crítico de contato diminuía com o aumento do ângulo de torque, com a largura do bráquete e a espessura do arco. Portanto, todos os parâmetros, exceto a altura do *slot*, exerceram um efeito no ângulo crítico de contato. Os resultados indicaram que os ângulos de torque devem ser incluídos na avaliação do ângulo crítico de contato, durante a prática clínica ortodôntica.

O efeito das forças de torque e de inclinação do arco criam tensões nas asas incisal e cervical do bráquete em direções opostas, podendo levar a fratura do mesmo □(HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991). GOSH, NANDA e DUNCANSON, em 1995, demonstraram através do método dos elementos finitos, que as forças aplicadas para gerar torque induziram maiores áreas de tensão no bráquete do que as forças de inclinação. As regiões dos bráquetes que mais sofreram tensão foram as áreas mésio-cervical e porção incisal da base do *slot* com propagação de tensão para as asas inferior do bráquete. Além disso, as dobras de segunda ordem parecem causar fraturas nos bráquetes, enquanto as dobras de terceira ordem as potencializam (LINDAUER et al., 1994).

A efetividade do acessório ortodôntico de distribuir as forças apropriadas aos dentes depende de sua capacidade de manter intacto seus ângulos de inclinação e torque.

Quando os bráquetes permanentemente distorcem ou fraturam, a energia estocada no arco ortodôntico se dissipa no bráquete ao invés de ser transmitida ao dente. O resultado é a perda de controle de inclinação e angulação dentária (ALKIRE et al., 1997).

Os bráquetes estéticos de polycarbonato e cerâmico apresentam baixa resistência à deformação e à fratura. DOBRIN, KAMEL e MUSICH, em 1975 observaram que os bráquetes de polycarbonato sofreram uma deformação com o tempo, sob uma tensão fisiológica constante de 2.000 gf.mm. Já em relação aos bráquetes de cerâmica, HOLT, NANDA e DUNCANSON, em 1991, demonstraram que os bráquetes cerâmicos fraturaram sob uma magnitude de tensão entre 3.706 gf.mm à 6.177 gf.mm. AKNIN et al., em 1996, encontraram valores superiores dos bráquetes policristalinos que fraturaram sob uma carga variando de 5.755,2 gf.mm à 9.316,5 gf.mm.

2.2 - BRÁQUETES DE POLICARBONATO

Os primeiros bráquetes de plásticos comerciais indicados para colagem direta no esmalte eram feitos de polycarbonato e pó de moldagem de plástico (Plexiglas) (NEWMAN, 1992). Estes acessórios estéticos surgiram no início dos anos 80, com considerável entusiasmo, porém logo apresentaram três deficiências clínicas: (1) baixa resistência à pigmentação; (2) pequena estabilidade dimensional, de modo a não reproduzir adequadamente torque ao dente e possibilitar a sua fabricação com todas as prescrições de um aparelho pré-ajustado; (3) alta fricção entre o plástico do bráquete e o metal do fio ortodôntico, dificultando a movimentação do dente para uma nova posição (NEWMAN, 1973; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002).

Deformação permanente pode ocorrer quando um material é submetido a uma carga constante, em um extenso período de tempo. Ela é particularmente importante para os materiais termoplásticos tais como os bráquetes de policarbonato. De acordo com ALKIRE et al., em 1997, esses bráquetes apresentaram deformação estrutural nos primeiros 2 (dois) dias de aplicação de cargas, e após 4 (quatro) dias a velocidade de distorção diminuiu consideravelmente em comparação às taxas iniciais.

Geralmente, os bráquetes de policarbonato não resistem às forças ortodônticas e acabam não transmitindo o efeito da movimentação para os dentes (RAINS et al., 1977; GMYREK et al., 2002). Essa deformação pode ser atribuída à característica de elasticidade do material e à flexibilidade do *slot* (GOLDSTEIN, BURNS e YURFEST, 1989; GMYREK et al., 2002). Clinicamente, a fratura das asas dos bráquetes pode ser provocada pela oclusão ou pela força de torque do arco ortodôntico (NEWMAN, 1973; RAINS et al., 1977).

Quando os bráquetes de policarbonato foram comparados aos de aço inoxidável, foi verificado que estes últimos bráquetes resistiam a ângulos de torque de até 30° graus. GMYREK et al., em 2002, questionaram se estes valores elevados de momentos eram necessários clinicamente e observaram que um torque de 0,5 N/cm já era adequado para oferecer o ângulo de torque requerido. Por isso, os autores não consideraram uma desvantagem o fato de os bráquetes de policarbonato não terem produzido valores tão altos de torque quanto os bráquetes de aço inoxidável, e os recomendam para a utilização clínica, desde que seja incorporado um torque adicional ao fio ortodôntico.

Alguns fatores podem influenciar a resistência à deformação dos bráquetes de policarbonato, tais como tipo de material, *design* e formato do *slot* do bráquete (DOBRIN, KAMEL e MUSICH, 1975; AIRD e DURNING, 1987; AIRD, MILLET e SHARPLES, 1988; ALKIRE et al., 1997). DOBRIN, KAMEL e MUSICH, em 1975, mostraram que a

umidade e a temperatura da cavidade oral tiveram pouco efeito no comportamento mecânico dos bráquetes, apesar de que os autores afirmaram que as mudanças na temperatura e alterações de pH podem afetar a resistência do bráquete sobre um período de exposição mais prolongado. Além disso, segundo ALKIRE et al., 1997, os bráquetes de policarbonato podem absorver umidade e isso poderia reduzir a adesão interna entre as partículas de reforço de cerâmica. Essa absorção de água poderia amolecer e enfraquecer o bráquete num curso de 1 (um) ano e seu desgaste poderia ser causado também pela abrasão da escovação e das forças dos arcos ortodônticos (NEWMAN, 1973).

Em relação à forma dos bráquetes de policarbonato, ALKIRE et al., em 1997, observaram que os tipos pseudo-geminados demonstraram maiores valores de resistência, pois eles apresentaram maior quantidade de material nas asas dos bráquetes.

RAINS et al., em 1977, concluíram em seu estudo que bráquetes mais largos tendem a dissipar a tensão sobre uma maior área, e que uma pequena mudança na configuração ou um aumento de material em pontos críticos do bráquete tendem a diminuir a sua susceptibilidade à fratura. Quando os autores aplicaram□□ forças simulando a incorporação de torque, foi observado que houve uma maior concentração de tensão nas regiões cervical e incisal das asas dos bráquetes. A tensão se concentrou no ístmo de comunicação entre a base horizontal do *slot* e as asas do bráquete. Quando os autores compararam a resistência à fratura dos bráquetes geminados e não-geminados, concluíram que houve uma menor concentração de tensão no segundo tipo de bráquete, devido a maior quantidade de material existente entre o *slot* e as asas do bráquete. Os bráquetes geminados apresentaram menor resistência à fratura por possuírem as asas mesial e distal mais estreitas.

Com objetivo de aumentar a resistência dos bráquetes de policarbonato à pigmentação, à deformação e diminuir a fricção superficial entre *slot* e fio ortodôntico, canaletas de aço inoxidável e partículas de material cerâmico e fibra de vidro foram incorporados aos bráquetes de policarbonato (FELDNER et al., 1994; ALKIRE et al., 1997; THORSTENSON e KUSY, 2003; SADAT-KHONSARI et al., 2004; SINHA e NANDA, 2004). O bráquete de policarbonato deve ser resistente o suficiente para transmitir as forças ortodônticas adequadas para a coroa e a raiz do dente e osso alveolar adjacente (DOBRIN, KAMEL e MUSICH, 1975).

FELDNER et al., em 1994, compararam a resistência à deformação de quatro tipos de bráquetes de policarbonato e concluíram que a inserção do *slot* metálico nos bráquetes de policarbonato reforçou adequadamente a matriz, de forma que o torque pôde ser aplicado na mesma intensidade que os bráquetes de aço inoxidável. Foi observado nos bráquetes sem *slot* de metal que após a aplicação de uma força de 2.000 gf.mm, aproximadamente 15% desse torque foi perdido num período de 24 horas, porém esse efeito foi neutralizado com a reversão da deformação do bráquete.

Já THORSTENSON e KUSY, em 2003 e HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, em 2004, observaram que os bráquetes reforçados com *slot* de metal apresentaram maior resistência à deformação, porém mostraram resistência inferior aos bráquetes de aço inoxidável. Segundo GMYREK et al., em 2002 e HARZER, BOURAUUEL e GMYREK em 2004, esse fato pode ser visto como um fator positivo em relação à diminuição de força e conseqüentemente um menor risco de reabsorção radicular. Essa perda de torque ocorreu tanto nos dentes a serem movimentados, como também nos dentes de ancoragem. Além disso, GMYREK et al., em 2002 e HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, em 2004, notaram que esses bráquetes de policarbonato pré-programados (*Straight Wire*) se tornaram ineficazes na escala de +12° e +13° graus de torque, respectivamente, sugerindo a

necessidade de um torque adicional ou a omissão dessa informação por parte de seus fabricantes. Quando esses bráquetes de polycarbonato com *slot* de metal foram avaliados em relação a fricção, THORSTENSON e KUSY, em 2003, concluíram que esses *slots* não reduziram a fricção desejada.

De acordo com BAZAKIDOU, NANDA e DUNCANSONK, em 1997, os bráquetes de polycarbonato sem *slot* de metal e que continham em sua composição 15% a 30% de partículas de cerâmica, apresentaram características de fricção consideravelmente menores em relação os bráquetes de cerâmica e de aço inoxidável.

No entanto, em relação à resistência à deformação, SADAT-KHONSARI et al., em 2004, observaram que a adição de partículas de cerâmica e fibras de vidro não aumentaram a estabilidade dos bráquetes de polycarbonato durante a incorporação de torque; ao contrário, apresentaram deformações estruturais significativamente maiores. De acordo com os resultados, FELDNER et al., em 1994; ALKIRE et al., em 1997 e SADAT-KHONSARI et al., em 2004, recomendaram utilizar clinicamente apenas os bráquetes de plástico com *slot* de metal, principalmente quando for necessário grandes incorporações de torque durante o tratamento ortodôntico.

GUAN et al., em 2000, avaliaram quatro tipos de bráquetes de polycarbonato (*Spirit*, *Spirit MB*, *Clear Bracket*, *Aesthetic-Line*) e concluíram que as partículas de reforço variavam de 10% a 20% de quantidade e estavam razoavelmente bem distribuídas por todo o bráquete. Os bráquetes *Spirit* e *Spirit MB* (*Ormco/“A”Company*) demonstraram uma concentração moderada de 14% de partículas de reforço cerâmico e uma força média de adesão. Em todos os tipos de bráquetes, a morfologia das partículas de cerâmica apresentou um diâmetro de 10 μm e comprimentos variáveis.

A quantidade de partículas de reforço presente num bráquete de polycarbonato pode alterar a elasticidade do acessório e afetar a microestrutura da superfície da base do

bráquete. A retenção mecânica que se forma entre o adesivo e a superfície da base do bráquete com partículas de cerâmica expostas pode influenciar a força de adesão do bráquete de policarbonato (GUAN et al., 2000).

AIRD e DURNING, em 1987, observaram em um estudo clínico e em microscopia eletrônica de varredura, que os *slots* dos bráquetes com ângulos de 90° graus podem ter contribuído para a concentração de tensão, provocando a fratura nesse local. No ano seguinte, AIRD, MILLETT e SHARPLES, em 1988, observando que a tensão tendia a se concentrar nos ângulos da base do *slot*, fizeram uma análise em relação aos formatos dessas bases dos bráquetes de policarbonato. Os autores concluíram que a base do *slot* arredondada apresentou aumento de resistência à deformação, quando comparada ao *slot* com paredes de ângulos retos.

Segundo AIRD e DURNING, em 1997, a fratura do bráquete parece estar mais relacionada as características do *design* do bráquete do que a mecânica ortodôntica utilizada. Portanto, de acordo com RAINS et al., em 1977, para melhorar a eficiência dos bráquetes de policarbonato quanto à sua resistência, estes deveriam incluir em seu *design* as seguintes características: aumento das dimensões cérvico-incisal e méso-distal; redução dos ângulos agudos e manutenção de quantidade máxima de material entre os *slots* e as asas dos bráquetes.

WATANABE, HASE e IMAI, em 2001, mantiveram os bráquetes de policarbonato em água, sob temperaturas de 37°C e 60°C graus por 12 meses e 14 semanas, respectivamente. Os autores observaram que esses bráquetes, conforme sofriam degradação, liberavam uma substância chamada bisfenol A que aumentava com o tempo na cavidade oral. No entanto, foi verificado que essa substância não provocou nenhum efeito estrogênico no corpo humano.

Os bráquetes de policarbonato deveriam ser pesquisados sobre a sua resistência à variação térmica, degradação sob pH, fissuras, fadiga e desenvolvimento de um *design* adequado para suportar as tensões de mastigação (NEWMAN, 1973).

2.3 - BRÁQUETES DE CERÂMICA

Os bráquetes cerâmicos são compostos de 99,9% de óxido de alumina (KUSY, 1988; SWARTZ, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a; JEIROUDI, 1991; KEITH, JONES e DAVIES, 1993; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994) e apresentam resistência à pigmentação (SINHA e NANDA, 2004) e à deformação (GOLDSTEIN, BURNS e YURFEST, 1989; FELDNER et al., 1994).

Entretanto, os bráquetes cerâmicos ainda apresentam uma série de desvantagens clínicas, tais como: alta força de adesão dos bráquetes cerâmicos ao esmalte, a qual pode causar injúrias a superfície dentária durante a sua descolagem (BIRNIE, 1990; BISHARA e TRULOVE, 1990a; DISCHINGER, 1990; CHCONAS, CAPUTO e NIU, 1991; ELIADES, VIAZIS e ELIADES, 1991; SORENSON, 1991; GHAFARI, 1992; BISHARA et al, 1994; MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994) e dureza acentuada da cerâmica, cujo contato com esmalte antagonista pode causar um desgaste do dente (BIRNIE, 1990; VIAZIS et al., 1990; SORENSON Jr., 1991; GHAFARI, 1992; BISHARA et al, 1994; KUSY, 1998). Além disso, a cerâmica tem a característica de ser frágil, e portanto, uma incorporação acentuada de torque (BIRNIE, 1990; FLORES et al., 1990; SORENSON Jr., 1991; LINDAUER et al., 1994; BISHARA et al., 1999) e/ou de dobras de

segunda ordem ao fio ortodôntico podem fraturar o bráquete cerâmico (LINDAUER et al., 1994). Durante a descolagem dos bráquetes, as fraturas podem ocorrer em vários locais, tais como na interface adesivo/esmalte dentário ou bráquete/adesivo. As fraturas que ocorrem entre adesivo/esmalte podem ocasionar um maior índice de danos ao elemento dentário (URREA, 1993). Outra desvantagem dos bráquete cerâmicos é a existência de um alto coeficiente de atrito entre o *slot* cerâmico e o fio metálico, o qual pode interferir no tratamento ortodôntico (GHAFARI, 1992; KEITH, JONES e DAVIES, 1993; TANNE et al., 1994; BISHARA et al., 1999; NISHIO et al., 2004).

Os bráquetes cerâmicos, quanto ao processo de fabricação, são classificados em monocristalinos ou policristalinos (KUSY, 1988; SWARTZ, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a; JEIROUDI, 1991; OMANA, MOORE e BAGBY, 1992; KEITH, JONES e DAVIES, 1993; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994; GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995). O tipo policristalino é feito de partículas de óxido de alumina aglomeradas ou fundidas, enquanto o monocristalino contém um único cristal de óxido de alumina (SWARTZ, 1988; BIRNIE, 1990; OMANA, MOORE e BAGBY, 1992). Cada tipo apresenta vantagens e desvantagens que devem ser consideradas durante a escolha do acessório estético para o tratamento ortodôntico. O processo de fabricação dos policristalinos é menos dispendiosa, porém esses bráquetes costumam apresentar mais imperfeições em sua estrutura e são mais opacos. Já os bráquetes monocristalinos são mais translúcidos, mais estéticos e contém menos deficiências estruturais, no entanto seu processo de manufatura requer maior custo (SWARTZ, 1988; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993; BLALOCK e POWERS, 1995).

2.3.1- CLASSIFICAÇÃO DOS BRÁQUETES CERÂMICOS

a) Monocristalino

Os bráquetes monocristalinos são confeccionados com uma massa de óxido de alumina fundida a 2100°C e resfriada lentamente para garantir um controle criterioso de cristalização. Após a fusão e solidificação da massa monocristalina, os bráquetes são obtidos sob várias formas e dimensões, através das técnicas de corte ultra-sônica, corte por diamante ou a combinação de ambas. Os bráquetes monocristalinos são térmicamente tratados para remover as imperfeições da superfície e reduzir a tensão produzida pelo processo de corte (SWARTZ, 1988; OMANA, MOORE e BAGBY, 1992; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994).

A vantagem desse processo de fabricação é a eliminação de possíveis impurezas ou imperfeições, dessa maneira os bráquetes monocristalinos apresentam uma maior claridade óptica e translucidez (SWARTZ, 1988; VIAZIS et al., 1993) e maiores resistência à tensão e módulo de elasticidade quando comparados aos bráquetes policristalinos (GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995). Entretanto, as suas desvantagens são a dificuldade e o custo de serrilhamento (SWARTZ, 1988). Os bráquetes monocristalinos são mais frágeis e parecem provocar mais abrasão ao esmalte dentário, por serem mais duros do que os policristalinos (VIAZIS et al., 1990).

Segundo PROFFIT e FIELDS Jr., em 2002, os bráquetes monocristalinos, de acordo com o seu processo de manufatura, deveriam oferecer maior resistência, o que parece ser verdade até a sua superfície ser danificada. Neste ponto, a pequena superfície arranhada tende a reduzir a resistência à fratura do bráquete, a qual se torna igual ou até inferior a dos bráquetes policristalinos.

b) Policristalino

Os bráquetes policristalinos são fabricados pela mistura de partículas de óxido de alumina com uma substância aglutinante. Essa mistura é moldada em uma matriz e o bráquete passa a ser cortado nas dimensões desejadas. A mistura é aquecida a temperatura de 1800°C, de maneira a eliminar a substância aglutinante e sintetizar as partículas de óxido de alumina. A porção sintetizada é então cortada com instrumentos de corte de diamante para estabelecer as dimensões do bráquete, o qual é termicamente tratado para remover imperfeições da superfície e eliminar as tensões criadas pelo processo de corte (SWARTZ, 1988; OMANA, MOORE e BAGBY, 1992; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994). Um método alternativo de fabricação envolve a combinação de partículas de óxido de alumina com a substância aglutinante, as quais são injetadas num molde com a forma do bráquete, eliminando a etapa de polimento e corte (OMANA, MOORE e BAGBY, 1992).

As propriedades ópticas e de resistência não são uma qualidade das cerâmicas policristalinas. Quanto maior forem os grãos da cerâmica, maior é a claridade ou translucidez. Entretanto, o material reduz a resistência mecânica quando os grãos alcançam o tamanho de aproximadamente 30 μm . Os bráquetes policristalinos contém partículas de óxido de alumina de aproximadamente 0,3 μm , as quais são sinterizadas para produzir a cerâmica com grãos de 20-30 μm . A maior diferença aparente entre os bráquetes policristalinos e os monocristalinos está em sua claridade óptica. O tratamento térmico após a fabricação dos bráquetes deve ser cuidadosamente controlado para prevenir mais aglutinação de grãos, a qual poderia diminuir as propriedades físicas (SWARTZ, 1988).

A principal vantagem do processo de fabricação dos policristalinos é a possibilidade de moldar os bráquetes – um processo com custo relativamente menor que

permite a produção em grandes quantidades. A desvantagem deste processo de moldagem é a presença de imperfeições estruturais nos grãos da cerâmica ou a quantidade de impurezas. Quantidades de impurezas de 0,001% ou pequenas imperfeições podem servir como ponto de propagação da fratura sob tensão (SWARTZ, 1988).

Como a produção dos bráquetes policristalinos é mais fácil e de menor custo, estes bráquetes são os mais disponíveis no mercado (SWARTZ, 1988; BLALOCK e POWERS, 1995).

O processo de fabricação desempenha um papel muito importante no desempenho clínico dos bráquetes cerâmicos, uma vez que a existência de poros, interferências da maquinaria, e linhas de tensão podem levar à fratura do bráquete durante o tratamento ortodôntico (VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993).

2.4 - CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DOS BRÁQUETES ESTÉTICOS

2.4.1 - Resistência à torsão

O teste de resistência à torsão tem sido erradamente utilizado para comparar os bráquetes cerâmicos com os metálicos, levando à descrição incorreta das vantagens e desvantagens das cerâmicas e metais. A resistência à torsão avalia o volume, uma propriedade do material que pode ser um indicador apropriado do desempenho nas aplicações ortodônticas, no entanto não considera a condição da superfície. A resistência à torsão dos bráquetes cerâmicos não está relacionada simplesmente com a propriedade de volume do material, ela é tão dependente da condição da superfície da cerâmica que o teste da amostra do volume do material pode ser irrelevante ou mesmo errôneo. Um arranhão

superficial da cerâmica poderá reduzir drasticamente a sua resistência à fratura, no entanto, se este mesmo arranhão ocorrer sobre a superfície de um metal, este defeito não provocará alteração na sua resistência à fratura quando submetido a uma carga. Ou seja, se um arranhão de mesma dimensão for realizado na superfície do aço inoxidável, na da cerâmica monocristalina e policristalina, e se esses materiais forem flexionados, apenas o material cerâmico irá fraturar. Supondo que as dimensões do arranhão são as mesmas, o aumento da tensão interna devido a geometria do arranhão será a mesma para ambos, o metal e a cerâmica. A única variável nesse experimento está no material, ou seja, o mecanismo de fratura no metal e na cerâmica é completamente diferente (SCOTT, 1988). No entanto, contrariando esta teoria, alguns autores acreditam que os testes de cisalhamento e de torção permitem uma comparação mais apurada da superfície da área da base do bráquete (BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994).

Como muitos pesquisadores realizam o teste de resistência à torção, cabe ressaltar alguns dos resultados obtidos. Todos são unânimes em afirmar que os bráquetes cerâmicos apresentam uma resistência à torção significativamente maior que os metálicos (BIRNIE, 1990; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994; MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994; WANG, MENG e TARNG, 1997), e que os monocristalinos apresentam uma resistência à torção e módulo de elasticidade maior que os policristalinos (BIRNIE, 1990; GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995). No entanto, seriam necessárias mais experiências clínicas do que laboratoriais para gerar comparações significativas entre esses dois materiais (SWARTZ, 1988). Quando comparados os ensaios de colagem entre os bráquetes cerâmicos, os valores do teste de resistência à torção foram menores do que os do cisalhamento (IWAMOTO, KAWAMOTO e KINOSHITA, 1987), mais especificamente, 28% do valor do teste de resistência ao cisalhamento (MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994).

2.4.2 - Resistência à fratura

A capacidade do material de absorver energia antes da fratura é uma propriedade mecânica que diferencia os materiais cerâmicos dos metais (SCOTT, 1988). Essa habilidade é chamada resistência à fratura. Se a intensidade da tensão (calculada pela multiplicação do comprimento da trinca pela tensão exercida na ponta da trinca) exceder o valor da resistência à fratura, haverá crescimento da trinca, o qual poderá levar à falha do material. No entanto, a trinca descrita não é necessariamente um defeito, ou mesmo uma ocorrência rara. Todos os materiais cerâmicos contêm minúsculas trincas, arranhões, e outras imperfeições (SCOTT, 1988; GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1995). Estes defeitos podem ser ou não danosos, dependendo de vários fatores como o tamanho, o número, a resistência à fratura, a tensão exercida no bráquete, o ambiente no qual o material se encontra, comprimento da trinca, e a resistência do material à propagação da trinca (SCOTT, 1988).

Estas imperfeições dos bráquetes cerâmicos podem ser minimizadas reduzindo-se o tamanho das partículas de óxido de alumínio, glazeando-se a superfície do bráquete para reduzir a porosidade e a rugosidade, e fabricando-se o bráquete com compressão o suficiente para reduzir o número de defeitos e aumentar a resistência à carga de tração requerida para fratura (KUSY, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a).

As cerâmicas são conhecidas por sua alta dureza (ANGOLKAR et al., 1990; BIRNIE, 1990; VIAZIS et al., 1990; BEDNAR, GRUENDEMAN e SANDRIK, 1991; KUSY et al., 1991) e sua resistência à altas temperaturas, bem como à degradação química. No entanto, a estrutura atômica que confere estas vantagens, também cria defeitos nas cerâmicas, principalmente o aumento da sua fragilidade (SWARTZ, 1988; BIRNIE, 1990; BISHARA et al, 1999). As cerâmicas são mais propensas à fratura do que os metais sob as

mesmas condições (SCOTT, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a). Quando comparadas aos bráquetes metálicos, estes podem se deformar de forma considerável sem fraturar (SWARTZ, 1988; KUSY et al., 1991) mesmo na presença significativa de impurezas e interseções pontiagudas (SWARTZ, 1988). Ou seja, o aço inoxidável consegue se alongar aproximadamente 20%, quando finalmente se rompe, enquanto a cerâmica, apresenta uma capacidade de alongamento menor do que 1%, o que a torna muito frágil (SWARTZ, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a; MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994). Os componentes estruturais dos bráquetes cerâmicos, diferente dos metálicos, são susceptíveis à propagação de fratura causada por imperfeições cristalinas, microestruturais e impurezas do material, facilitando a concentração localizada de tensão (SWARTZ, 1988). Portanto, a dureza do bráquete cerâmico, muito maior do que a do aço inoxidável parece não ser uma vantagem clínica (SWARTZ, 1988), pois as cerâmicas são mais propensas à fratura do que os metais sob as mesmas condições (SCOTT, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990). A resistência à fratura dos bráquetes cerâmicos é de 20 a 40 vezes menor do que a dos bráquetes metálicos (SCOTT, 1988; BISHARA e TRULOVE, 1990a), ou mais especificamente, os bráquetes cerâmicos apresentam uma resistência à fratura que varia de 3 a 5 MPa^{1/2}, enquanto os metálicos demonstram uma resistência de 50 a 154 MPa^{1/2} (KUSY et al., 1991). De acordo com BIRNIE, em 1990, os bráquetes cerâmicos monocristalinos (2-4,5 MPa) e os policristalinos (3-5 MPa) apresentam uma resistência à fratura inferior ao de aço inoxidável (80-95 MPa).

Em relação aos tipos de bráquetes cerâmicos, alguns autores acreditam que os bráquetes policristalinos tendem a demonstrar maior resistência à fratura do que os bráquetes monocristalinos (SWARTZ, 1988; VIAZIS, CAVANAUGH e BEVIS, 1990; BIRNIE, 1990; FLORES et al., 1990; HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991; LINDAUER et al., 1994). Segundo FLORES et al., em 1990, apesar de os bráquetes

policristalinos apresentarem mais falhas e irregularidades em sua superfície, elas toleram melhor os arranhões do que os monocristalinos. Essa diferença poderia estar relacionada à capacidade dos bráquetes policristalinos em absorver maior energia antes da fratura que os monocristalinos, uma vez que os contornos dos grãos possuem a capacidade de absorver a energia da trinca, aumentando assim a tenacidade dos bráquetes policristalinos (VIAZIS, CAVANAUGH e BEVIS, 1990; LINDAUER et al., 1994). A trajetória da fratura nas cerâmicas policristalinas descreve caminhos irregulares e o seu trabalho para superar esses obstáculos durante a sua propagação parece ser maior do que ocorre nos bráquetes monocristalinos (ELIADES, VIAZIS e ELIADES, 1994).

AKNIN, NANDA e DUNCANSON, em 1996, demonstraram em sua pesquisa que os bráquetes cerâmicos monocristalinos foram os mais resistentes à fratura durante a aplicação de forças de torque. Os bráquetes policristalinos analisados foram suficientemente fortes para suportar as magnitudes de força necessárias de torque e apresentaram uma variação de 5.755,2 gf.mm à 9.316,5 gf.mm.

Tanto a dimensão quanto o tipo de material do bráquete são fatores importantes na determinação da resistência à deformação ou fratura e devem ser consideradas pelo ortodontista durante a escolha do tipo de bráquete a ser utilizado. Os bráquetes dos incisivos centrais apresentaram maior resistência do que os dos incisivos laterais. Esse fato pode ser explicado devido ao aumento da largura dos bráquetes que geram uma força oposta e igual às dobras de segunda e terceira ordem (VIAZIS, CAVANAUGH e BEVIS, 1990; LINDAUER et al., 1994). O aumento da resistência do bráquete cerâmico pode ser obtido através do acréscimo da sua largura, porém, isto implicaria numa redução da distância interbráquete e conseqüentemente, geraria maiores momentos durante o alinhamento e nivelamento dos dentes. No entanto, segundo FLORES et al., 1990, se um

bráquete for pequeno mas tiver grande espessura, teoricamente sua força de resistência à fratura seria grande, pois teria maior volume para suportar as forças de tensão.

O *design* do bráquete também pode ser um fator que influencia na resistência à fratura (GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1996). Os padrões de distribuição de tensão dos bráquetes cerâmicos parecem se concentrar nos pontos ou ao redor dos locais de aplicação da força, e os campos de tensão geralmente não são uniformes. A tensão se localiza nos cantos, margens e em outras áreas de mudança abrupta de forma do bráquete. Esse padrão não uniforme de tensão tende a localizar-se na junção das asas e ístmo, na junção entre a parede lateral do *slot* e na superfície vestibular do bráquete, na junção da parede lateral do *slot* com a base do bráquete e na junção das asas e da base do bráquete com a região de amarração do *slot*. Se a base do *slot* for quadrada, a tensão tenderá a se localizar em seus cantos, no entanto, se a base do *slot* for arredondada, a tensão será distribuída em uma maior área, resultando em uma menor tensão. Segundo GOSH, NANDA e DUNCANSON, em 1996, os bráquetes que possuíam um ístmo conectando as asas apresentaram maior resistência à tensão do que aqueles que não tinham esse ístmo em sua estrutura. Além disso, a espessura do material entre a base do *slot* e o local de amarração do fio afeta a resistência à fratura, ou seja, quanto maior for essa espessura, maior serão os valores de resistência à tensão (GOSH, NANDA e DUNCANSON, 1996).

Quando o ortodontista muda a tensão no arco durante o tratamento, o comprimento mínimo da trinca requerida para a fratura tende a mudar (SWARTZ, 1988). Portanto, é importante que o clínico faça a inspeção para verificar a existência de trincas nos bráquetes cerâmicos a cada visita do paciente (SWARTZ, 1988; VIAZIS et al., 1989). Cuidados devem ser tomados para que não ocorra microfraturas na asa ou no *slot* do bráquete cerâmico, tais como: manusear cuidadosamente instrumentos, não acentuar demasiadamente a tensão durante a amarração entre o arco e o bráquete, aconselhar o

paciente a evitar mastigar substâncias duras (SWARTZ, 1988; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993) e controlar a adição de torque nos arcos retangulares (BISHARA e TRULOVE, 1990a). Ocasionalmente, aconselha-se despende um ou dois meses a mais para a fase de alinhamento e nivelamento (SORENSEN Jr., 1991).

2.4.3 - Locais de fratura

Os bráquetes de materiais cerâmico, por serem frágeis, apresentam uma propagação mais rápida da trinca do que os metais, e portanto, requerem um manuseio mais meticuloso (COUNCIL ON DENTAL MATERIALS INSTRUMENTS AND EQUIPMENT, 1992). Esses locais de fratura podem ocorrer: no esmalte; na interface esmalte/adesivo; no adesivo; na interface adesivo/bráquete; ou no próprio bráquete (BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994).

A propagação da fratura ocorre devido à baixa resistência do óxido de alumínio, a qual ocorre geralmente nas asas do bráquete e acontece acidentalmente durante a descolagem com alicate de corte de ligadura ou incorporação de arco espesso no bráquete (GHAFARI, 1992). A fratura depende do *design* da base e da asa do bráquete cerâmico (VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994) do tipo de adesão ao elemento dentário (VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993) e da intensidade da força aplicada durante a remoção do bráquete (BISHARA e TRULOVE, 1990b).

A incidência das fraturas do bráquete durante a descolagem é em torno de 6% a 80%. A junção entre o corpo e a asa do bráquete é relativamente estreita e reduz o volume

do material cerâmico que suporta a extensão da asa do bráquete (VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993).

Em um estudo com bráquetes cerâmicos monocristalinos, foi observado que as áreas mais fraturadas ocorreram no *slot* com 36,0%; na asa com 22,0% e em áreas indeterminadas com 11,0%. Essas fraturas ocorreram: 9,0% durante a sobrecarga; 9,0% durante o impacto, 7,5% durante a remoção e 5,5% durante a ruptura das áreas do bráquete cerâmico. A causa primária da fratura foram os defeitos internos, com 47,5%; interferência maquinária, com 42,5%; e indeterminada, com 10,0%. Enquanto a fratura propaga, esta pode encontrar interferência com a superfície da máquina, a qual pode aumentar ou diminuir a velocidade de propagação da fratura sob uma carga de tensão típica (VIAZIS CHABOT e KUCHERIA, 1993).

2.5 - EFEITOS DANOSOS AO ESMALTE DENTÁRIO

Os bráquetes cerâmicos são nove vezes mais duros do que o esmalte dentário, o qual pode sofrer várias abrasões durante uma única refeição, algumas vezes até em poucos segundos (VIAZIS et al., 1989; VIAZIS et al., 1990).

Todos os autores são unânimes em relatar a capacidade do bráquete cerâmico em causar abrasão no esmalte dentário (DOUGLASS 1989; BIRNIE, 1990; KUSY et al., 1991; SORENSON Jr., 1991; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994; BISHARA, OLSEN e VON WALD, 1997), principalmente na superfície palatina dos incisivos centrais superiores, causada pelo contato com bráquete cerâmico colados na face vestibular do incisivos inferiores (DOUGLASS 1989; BIRNIE, 1990). Por isso, os autores recomendam que casos de sobremordida exagerada devem ser tratados antes da colagem com bráquetes

cerâmicos; ou uma placa de mordida utilizada para minimizar a interferência. Devido à rigidez da cerâmica, a colagem de bráquetes cerâmicos deve ser até mesmo evitada nos dentes inferiores, para prevenir desgastes da superfície de esmalte (DOUGLASS 1989; GHAFARI, 1992; BISHARA, OLSEN e VON WALD, 1997).

VIAZIS et al., em 1990, observaram a capacidade dos bráquetes cerâmicos e metálicos em causar abrasão no esmalte dentário e de acordo com os resultados, os bráquetes metálicos causaram menos abrasão no esmalte. Metade da amostra não sofreu danos e os dentes que apresentaram abrasão tiveram a sua superfície desgastada gradualmente e com forma arredondada. Por outro lado, todos os bráquetes cerâmicos causaram abrasão em um nível significativo, com uma perda de volume de esmalte tão alto quanto $1,3 \text{ mm}^3$ e os bráquetes cerâmicos do tipo monocristalino provocaram níveis mais altos de abrasão quando comparados aos policristalinos, demonstrando que esses acessórios são mais duros.

Os bráquetes de policarbonato não representam uma ameaça à integridade do esmalte dentário, devido a sua característica de flexibilidade e maleabilidade (GOLDSTEIN, BURNS e YURFEST, 1989; GMYREK et al., 2002). Esses bráquetes, uma vez em contato com superfícies mais duras, tendem a se deformar ou fraturar ao invés de causar uma abrasão na área antagonista.

Além da abrasão, o esmalte dentário pode fraturar durante a descolagem (BIRNIE, 1990; ELIADES, VIAZIS e ELIADES, 1991; SORENSON Jr., 1991; GHAFARI, 1992; BORDEAUX, MOORE e BAGBY, 1994; MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994; BISHARA, OLSEN e VON WALD, 1997). Com objetivo de evitar fratura no esmalte dentário, os autores aconselham evitar impactos súbitos ou concentração de tensão no dente, utilizar técnicas adequadas de descolagem (GHAFARI, 1992) e não colar bráquetes cerâmicos em dentes estruturalmente danificados (SINHA e NANDA, 2004). Elementos

dentários com linhas de fratura, cáries e restaurações extensas, hipoplasia, hipocalcificação e tratamento endodôntico, devem ser contra-indicados. Coroas de resina ou porcelana podem fraturar durante a descolagem do bráquete cerâmico (GHAFARI, 1992; BISHARA, OLSEN e VON WALD, 1997 e 1999).

Portanto, o bráquete cerâmico ideal seria aquele que proporcionasse uma força de adesão adequada e suficiente para suportar as forças ortodônticas e da mastigação, mas que ao mesmo tempo, permitisse a remoção do bráquete cerâmico ou mesmo, a descolagem acidental pelas forças ortodônticas, sem causar riscos potenciais ao esmalte dentário (GHAFARI, 1992; MERRILL, OESTERLE e HERMESCH, 1994)□. Várias soluções têm sido propostas para alcançar esse objetivo, como: adicionar retenção mecânica e diminuir a adesão química dos bráquetes cerâmicos; adicionar tela de metal na base do bráquete, o que poderia aumentar o custo e prejudicar a estética; reduzir a área do bráquete; utilizar adesivos mais fracos; modificar a espessura do adesivo; modificar o tempo e/ou a concentração do condicionamento ácido; utilizar instrumentos especiais de descolagem como o ultra-som, eletrotérmico e laser (GHAFARI, 1992).

Portanto, enquanto o risco de danos ao esmalte não for minimizado, os autores recomendam ao usuário ser mais seletivo nos casos clínicos e alertar aos pacientes sobre a limitação do bráquete cerâmico; esclarecê-los sobre suas complicações clínicas e benefícios (SCOTT, 1988; JEIROUDI, 1991).

2.6 - CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Quando a incorporação de torque excessivo provoca uma deformação irreversível ou fratura dos bráquetes estéticos, estes precisam ser substituídos por novos acessórios. Os bráquetes de policarbonato podem ser removidos sem apresentar complicações clínicas, no entanto a descolagem dos bráquetes cerâmicos pode gerar desconforto e dor no paciente, além de ingestão ou aspiração acidental de fragmentos fraturados dos bráquetes (SCOTT, 1988; GHAFARI, 1992; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993). Uma solução proposta para reduzir esse desconforto é sugerir ao paciente morder um rolo de algodão e/ou gaze durante a remoção dos bráquetes cerâmicos. Em relação às partículas fraturadas do bráquete, aconselha-se que a equipe dentária e o paciente utilizem óculos de proteção (GHAFARI, 1992).

Apesar de os bráquetes cerâmicos serem considerados altamente estéticos, alguns bráquetes policristalinos podem pigmentar devido à dietas individuais, como uso prolongado de cafeína, enxaguatórios bucais, batons e o tipo de adesivo utilizado (GHAFARI, 1992). No entanto, acredita-se que os bráquetes monocristalinos e policristalinos resistem à pigmentação e ao descoloramento de qualquer substância química (SWARTZ, 1988; VIAZIS, CHABOT e KUCHERIA, 1993; BISHARA et al., 1999).

Em relação aos bráquetes de policarbonato, sabe-se que esses apresentam baixa resistência à descoloração e tendem a pigmentar com o tempo, comprometendo a estética (BIRNIE, 1990; FELDNER et al., 1994; SINHA e NANDA, 1997; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002). Portanto, para esses tipos de bráquetes, a sua utilização seria melhor recomendada para casos mais simples de alinhamento e nivelamento dentário, onde se requer pouco tempo de tratamento. Caso contrário, as trocas dos acessórios serão inevitáveis.

Alguns bráquetes estéticos apresentam capas ou guias de posicionamento de plástico coloridos, com intuito de facilitar a identificação e o posicionamento. No entanto,

dependendo da habilidade do clínico na montagem do aparelho, essas capas de posicionamento podem não auxiliar na altura e angulação da disposição do bráquete, tornando-se desnecessárias (SWARTZ, 1988).

Ambos os bráquetes estéticos, de cerâmica (ANGOLKAR et al., 1990; PRATTEN et al., 1990; BEDNAR, GRUENDEMAN e SANDRIK, 1991; HO e WEST, 1991; KUSY et al., 1991; □□LOFTUS et al., 1999; NISHIO et al., 2004) como os de policarbonato (NEWMAN, 1973; PROFFIT e FIELDS Jr., 2002; THORSTENSON e KUSY, 2003) apresentam maior fricção quando comparados aos bráquetes de aço inoxidável. Clinicamente, casos nos quais os bráquetes de metal forem utilizados em regiões posteriores e os bráquetes estéticos forem usados nos dentes anteriores, as diferentes fricções entre esses acessórios podem resultar em uma movimentação posterior dos dentes mais rápida do que dos dentes anteriores durante a mecânica de deslizamento, e conseqüentemente causar uma perda de ancoragem não desejada (ANGOLKAR et al., 1990; BEDNAR, GRUENDEMAN e SANDRIK, 1991; HO e WEST, 1991; OMANA, MOORE e BAGBY, 1992; KEITH, JONES e DAVIES, 1993; TANNE et al., 1994; OGATA et al., 1996; TAYLOR e ISON, 1996). Com o intuito de diminuir os efeitos indesejáveis da fricção superficial, alguns autores sugerem a utilização de aparelhos auxiliares para aumentar a ancoragem na região posterior, tais como extra-oral, barra palatina, botão de Nance, entre outros (DRESCHER, BOURAUUEL e SCHUMACHER, 1989; GHAFARI, 1992).

A única vantagem dos bráquetes estéticos sobre os metais é a sua propriedade óptica, o que significa que isto deverá ser o critério primário para a sua seleção. A localização na cavidade oral, a idade, personalidade, oclusão, e a mecânica do tratamento

precisam ser considerados na avaliação sobre a vantagem óptica e a desvantagem mecânica do bráquete estéticos para cada dente (SCOTT, 1988).

3 - PROPOSIÇÃO

Através da incorporação gradativa de torque ao fio ortodôntico encaixado aos diferentes bráquetes estéticos, este trabalho se propõe a verificar:

3.1 a resistência à deformação ou fratura dos bráquetes estéticos;

3.2 o comportamento dos *slots* de cerâmica, policarbonato, aço inoxidável e ouro dos bráquetes estéticos em relação à resistência à deformação ou fratura;

3.3 os locais de maior ocorrência de deformação ou fratura dos bráquetes estéticos;

3.4 a correlação das dimensões dos bráquetes estéticos com a resistência à deformação ou fratura.

4 - MATERIAL E MÉTODO

4.1 - MATERIAL

Neste estudo foram utilizados bráquetes estéticos, de incisivo central superior direito, dimensão nominal 0.022" x 0.028" (0,56 mm x 0,71 mm), sendo 10 bráquetes de cerâmica com *slot* de cerâmica (cer), com designação comercial *Transcend série 6000* (Unitek/3M, Monrovia, CA, USA); 10 bráquetes de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (cer/aço), denominado *Clarity* (Unitek/3M, Monrovia, CA, USA); 10 bráquetes de cerâmica com *slot* de ouro (cer/ouro), designado *Luxi II* (Rocky Mountain Orthodontics, Denver, CO, USA); 10 bráquetes de polycarbonato com *slot* de polycarbonato (polic), nomeado *Blonde* (GAC, Bohemia, NY, USA); 10 bráquetes de polycarbonato com *slot* de aço inoxidável (polic/aço), denominado *Elation* (GAC, Bohemia, NY, USA); 10 bráquetes de polycarbonato reforçados com partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (polic/cer/aço), designado *Spirit MB* (Ormco/"A"Company, Orange, CA, USA), conforme pode ser visto na Figura 1, página 33; e sessenta segmentos de 5,0 cm de fio ortodôntico 0.021" x 0.025" (0,53 mm x 0,64 mm) de aço inoxidável, lote nº J8275 (Unitek/3M, Monrovia, CA, USA).

As características individuais de cada bráquete, assim como seu nome comercial e fabricante, angulações de inclinação e torque dos seus *slots*, o tipo de técnica prescrita e o lote de fabricação estão resumidos no Quadro 1, página 33.

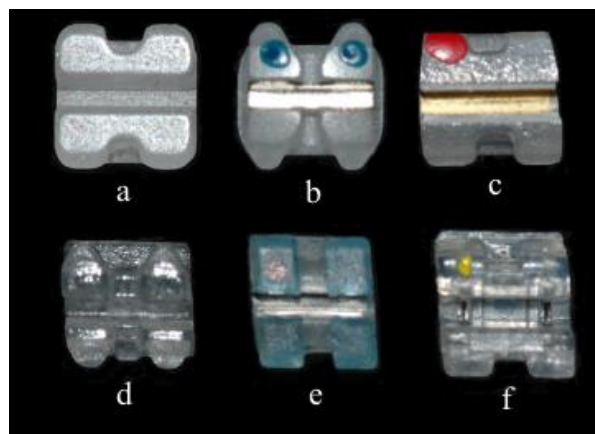


Figura 1. Bráquetes utilizados: (a) *Transcend 6000* (cer); (b) *Clarity* (cer/aço); (c) *Luxi II* (cer/ouro); (d) *Blonde* (polic); (e) *Spirit MB* (polic/cer/aço); (f) *Elation* (polic/aço).

Bráquete estético	Características	Nome comercial (fabricante)	Angulação		Prescrição da Técnica	Lote
			Inclinação	Torque		
Cerâmica	Slot de cerâmica	<i>Transcend 6000</i> (Unitek/3M)	0°	0°	<i>Standard Edgewise</i>	011188700
	Slot de aço inoxidável	<i>Clarity</i> (Unitek/3M)	0°	0°	<i>Standard Edgewise</i>	019704900
	Slot de ouro	<i>Luxi II</i> (RMO)	+ 5°	+12°	<i>Straight Wire (Roth)</i>	107484
Policarbonato	Slot de policarbonato	<i>Blonde</i> (GAC)	+ 5°	+12°	<i>Straight Wire (Roth)</i>	3611200
	Slot de aço inoxidável	<i>Elation</i> (GAC)	+ 5°	+12°	<i>Straight Wire (Roth)</i>	3311260
	Partículas de cerâmica + slot de aço inoxidável	<i>Spirit MB</i> (Ormco/A Company)	+ 5°	+14°	<i>Straight Wire (Roth)</i>	4950110

Quadro 1: Características, nome comercial, fabricante, angulações, prescrição da técnica e número do lote dos bráquetes utilizados.

Para determinar as dimensões dos bráquetes (largura, altura, e profundidade do *slot*) foi utilizado um Projetor de Perfil equipado com sistema de medição x/y, saída 232 para microcomputador, iluminação com filamento vertical de tungstênio (54W) EL-1B e lentes

MF 5/0.12 e MF 10/0.25 (Union Optical – Japan, n° 14178/01). As dimensões dos fios ortodônticos foram medidas com paquímetro eletrônico cat. n° 727-6/150, curso 150 mm/6”, resolução 0,01 mm & .0005”, EDP n° 65649, (*Starrett* eletrônico, Itu, SP, Brasil).

As avaliações da morfologia dos bráquetes, do acabamento e da adaptação do *slot* na superfície dos bráquetes estéticos foram realizadas através da Microscopia Eletrônica de Varredura (modelo JSM 5800LV, JEOL, Japan).

Para a realização dos ensaios mecânicos para determinar a resistência à deformação ou fratura sob torsão, foi utilizado uma máquina *Emic* DL 10.000 (n° de identificação 2641, IME, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), com uma célula de carga de 20 N. Um dispositivo com acessórios de aço inoxidável foram confeccionados especialmente para a realização do experimento, conforme mostrado na Figura 2, página 35, e referentes: (a) duas bases de sustentação com 30,0 mm de comprimento, 53,40 mm de largura e 22,0 mm de altura; (b) uma placa base com 210,0 mm de comprimento, 60,0 mm de largura e 8,30 mm de altura, com uma secção interna de 109,0 mm de comprimento, 10,0 mm de largura; (c) duas barras laterais com 8,60 mm de comprimento, 60,0 mm de largura e 79,7 mm de altura; (d) dois mandris de rotação de 9,5 mm de diâmetro; (e) fios de nylon entrelaçados com 210,0 mm de comprimento e 1,5 mm de diâmetro (*Letta*, São Paulo, SP, Brasil); (f) eixo do dispositivo de ensaio com 8,0 mm de diâmetro; e (g) um acessório com base para apoiar o bráquete e duas porcas de 15,5 mm de diâmetro para regulagem da altura.

A base deste acessório foi confeccionada com 14,0 mm de largura e 26,5 mm de comprimento, duas aletas reguláveis com 11,0 mm de comprimento e 6,5 mm de largura e dois parafusos de 6,0 mm de diâmetro (Fig. 3, página 35).

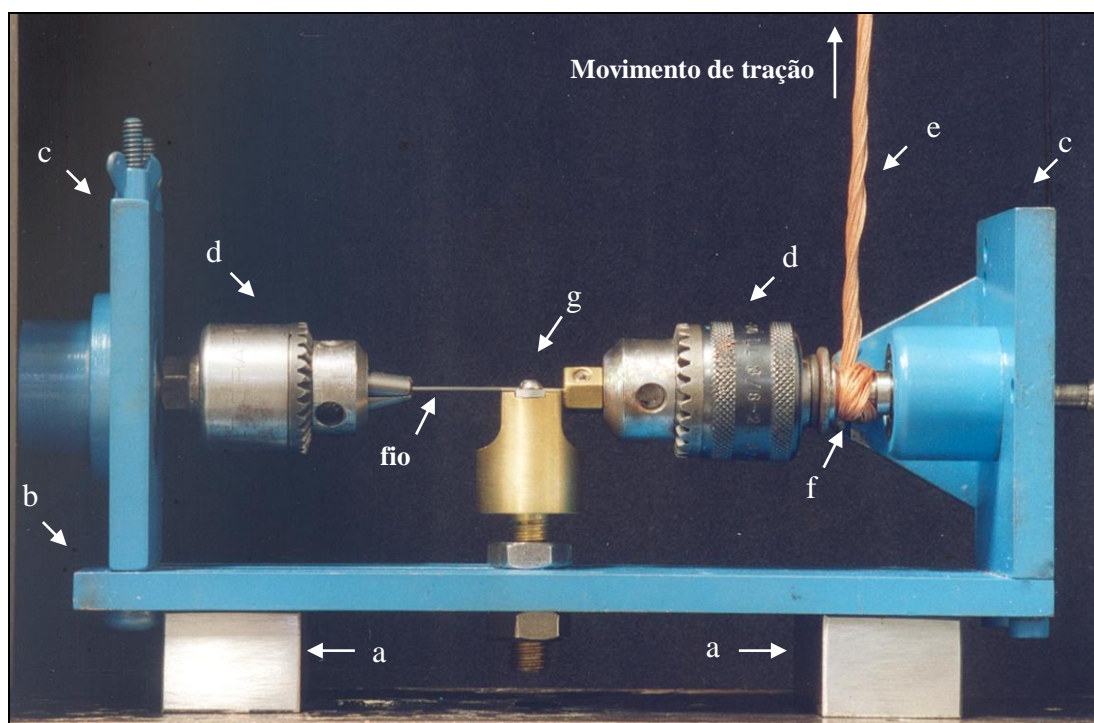


Figura 2. Acessório de metal para o ensaio da resistência à deformação ou fratura: (a) bases de sustentação; (b) placa base; (c) barras laterais; (d) mandris de rotação; (e) fio de nylon; (f) eixo do dispositivo de ensaio; (g) acessório com base para apoiar o bráquete.

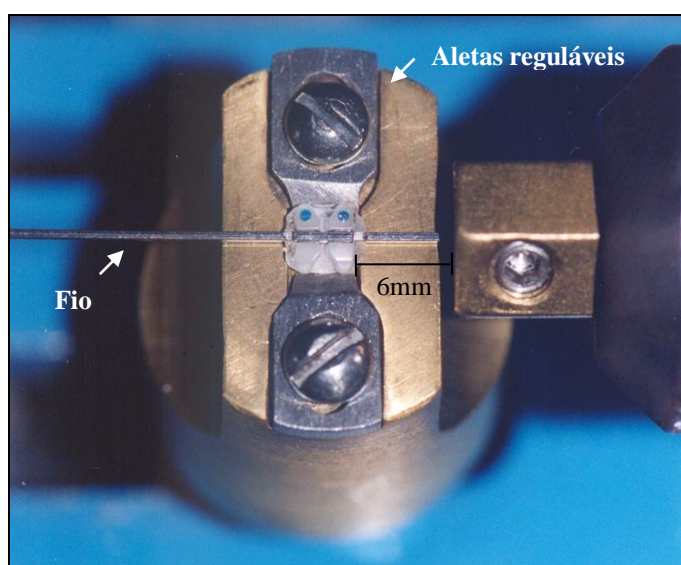


Figura 3: Vista superior da base do acessório com bráquete fixado.

Foram confeccionadas três tipos de bases com as seguintes angulações em relação à base inferior: (a') 0° de inclinação / 0° de torque; (b') +5° de inclinação / +12° de torque; e (c') +5° de inclinação / +14° de torque, conforme demonstrado na Figura 4.



Figura 4: Três tipos de acessórios com variações de angulação de inclinação e torque em relação à sua base inferior: (a') 0° de inclinação / 0° de torque; (b') +5° de inclinação / +12° de torque; e (c') +5° de inclinação / +14° de torque.

Além disso, foram utilizados: alicate de corte (*Dentaurum*, Ispringen, Pforzheim, Germany) para o corte dos fios ortodônticos; etanol a 95% para limpeza das superfícies dos bráquetes e fios ortodônticos; adesivo instantâneo universal *Super Bonder* (*Loctite*, Itapevi, SP, Brasil) para colagem dos bráquetes na base do acessório; ligadura elástica da cor transparente para fixação do fio ortodôntico ao bráquete (*Morelli*, Sorocaba, SP, Brasil); pinça *mathieu* (*Morelli*, Sorocaba, SP, Brasil) para colocação da ligadura elástica; e uma pinça para colagem dos bráquetes (*Morelli*, Sorocaba, SP, Brasil).

Para o registro dos valores das forças máximas geradas, foi utilizado o programa de computador operacional *M Test Versão 1.01* (*Emic*).

4.2 – MÉTODO

Previamente ao teste de resistência à deformação ou fratura, todas as dimensões dos *slots* dos bráquetes e dos fios ortodônticos foram mensurados através do Projetor de Perfil e paquímetro eletrônico, respectivamente. A medição foi feita por um único operador e a operação foi realizada duas vezes.

Os *slots* dos bráquetes foram mensurados em toda a sua dimensão, de acordo com a Figura 5. Os segmentos dos fios ortodônticos retangulares com 5,0 cm de comprimento, foram mesurados em sua seção transversal, considerando-se como ponto de referência as suas extremidades, sendo que os pontos foram determinados a 1,5 cm de cada extremidade e um ponto central.

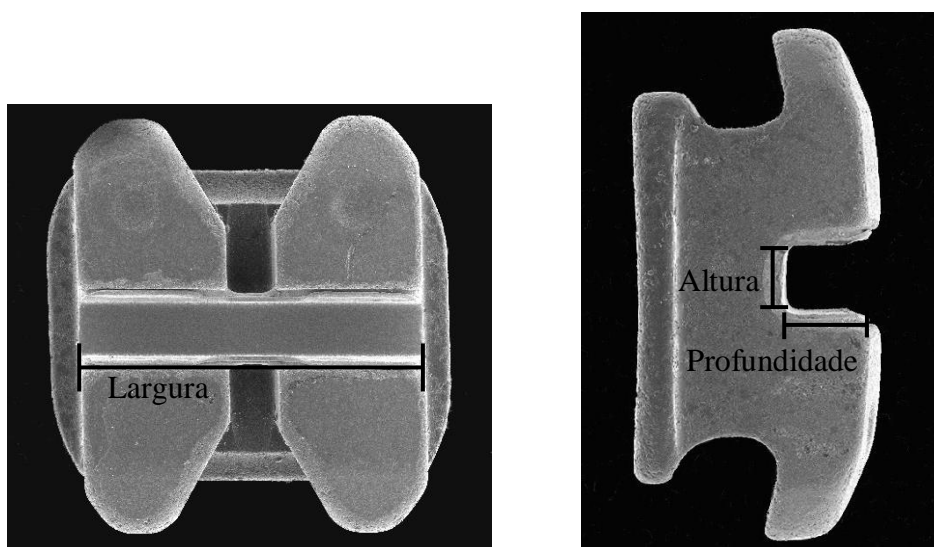


Figura 5: Dimensões dos *slots* dos bráquetes estéticos, em relação a largura, altura e profundidade.

Cada combinação de bráquete e fio ortodôntico foi selecionada aleatoriamente para o experimento. Os corpos de prova foram limpos com a solução de etanol a 95% e secos com jato de ar antes dos ensaios mecânicos, para evitar contaminação das superfícies.

Com o propósito de eliminar as angulações entre os bráquetes empregados na técnica *Straight Wire* em relação à técnica *Standard Edgewise*, os bráquetes foram fixados em suas respectivas bases (Fig. 4, página 36) com adesivo instantâneo universal *Super Bonder* e através das aletas que foram ajustadas e presas com parafusos sobre a base do bráquete (Fig. 3, página 35). Essa diferenciação de fixação, em relação às angulações dos *slots*, teve por objetivo a obtenção de um encaixe passivo entre o fio e o *slot* do bráquete.

Cada extremidade do segmento do fio ortodôntico foi presa aos mandris de rotação e o fio fixado ao bráquete por ligadura elástica, com pinça *mathieu*. A distância entre o bráquete e a extremidade do fio ortodôntico preso a um dos mandris foi padronizada em 6,0 mm (Fig. 3, página 35), distância esta semelhante à dos espaços inter-bráquetes dos incisivos superiores. A outra extremidade do fio ficava a 24,0 mm de distância do mandril do lado oposto.

A máquina de ensaio *Emic* era tracionada e a medida que os fios de nylon entrelaçados eram movimentados, os dois mandris rotacionavam simultaneamente sempre numa mesma direção e, conseqüentemente, o fio ortodôntico sofria uma rotação. O ensaio mecânico foi realizado através da incorporação gradativa dessa rotação (torque) nos fios ortodônticos até os bráquetes se deformarem ou fraturarem. A máquina de ensaio *Emic* foi movimentada na escala de 25,4 mm/minuto.

Os valores da força foram quantificados pela célula de carga e registrados pelo programa de computador operacional *M Test Versão 1.01* (Emic). Esta força, em grama-força (gf), correspondente ao ponto mais alto do gráfico foi equivalente ao momento da deformação / fratura do bráquete e foi utilizada para quantificar o torque inserido. O torque foi calculado aplicando-se a seguinte fórmula: $T = F \times r$; onde T = torque; F = força registrada e r = raio do eixo do dispositivo de ensaio, com valor constante de 4,0 mm. Os valores de torque foram posteriormente analisados estatisticamente.

Após os ensaios mecânicos, todos os bráquetes foram avaliados quanto aos locais de maior ocorrência de deformação ou fratura. Um bráquete de cerâmica, representativo de cada tipo, foi submetido à Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) para observar a morfologia, o acabamento e a adaptação do *slot* na superfície do bráquete.

4.3 - TRATAMENTO ESTATÍSTICO

A análise estatística dos valores das dimensões dos bráquetes foi realizada através da utilização dos seguintes testes (CAMPOS, 1983; RODRIGUES, 2002):

- a) teste *t* de Student, para comparação das médias aritméticas entre a primeira e a segunda medição das dimensões dos bráquetes estéticos;
- b) teste paramétrico F de *Snedecor*, em análise de variância, para comparação das médias aritméticas entre os tipos de bráquetes em relação a largura, altura e profundidade. Verificando-se significância estatística, foi empregado o teste paramétrico de *Bonferroni*, adotando-se o nível de significância de 1% de probabilidade ($p < 0,01$);
- c) coeficiente de correlação linear R e teste *t* para testar o valor de R , para verificar a dependência entre a resistência à deformação ou fratura X largura, altura e profundidade dos bráquetes.

Os valores do torque foram analisados, segundo os tipos de bráquetes, aplicando-se: média aritmética e desvio padrão; e o teste paramétrico F de *Snedecor*, através da análise de variância, em delineamento inteiramente casualizado. O teste paramétrico de *Bonferroni* foi empregado quando houve significância estatística, adotando-se o nível de significância de 1% de probabilidade ($p < 0,01$).

5 – RESULTADOS

No apêndice A, páginas 74 ao 76, estão relacionados os valores referentes as medições das dimensões largura, altura e profundidade dos *slots* dos bráquetes *Clarity* (cer/aço), *Luxi II* (cer/ouro), *Transcend 6000* (cer), *Elation* (polic/aço), *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Blonde* (polic).

Os valores das médias e desvios padrão das medições em relação a largura, altura e profundidade de cada *slot* do bráquete, entre a primeira e segunda medição são apresentados respectivamente, nas Tabelas 1 a 3, páginas 42 a 44.

Uma vez que, através do teste F de *Snedecor*, verificou-se a existência de diferença estatisticamente significativa entre as médias das dimensões dos *slots* dos bráquetes ($p < 0,01$), o teste paramétrico de *Bonferroni* foi aplicado para comparar as diferenças entre estas médias de dois em dois grupos, com o nível de significância de 1% de probabilidade ($p < 0,01$). Os bráquetes que apresentaram diferença entre si, estatisticamente significativa ao nível de 1%, são demonstrados nos Quadros 2 a 4, páginas 42 a 44.

A espessura e a largura dos fios ortodônticos também foram medidos com o paquímetro digital (*Starrett* eletrônico, Itu, SP, Brasil). Todos os segmentos dos fios ortodônticos apresentaram as mesmas dimensões 0.021” x 0.025”, entre os pontos de referência mensurados e entre si. Portanto, não houve necessidade de uma avaliação estatística em relação às suas dimensões.

Nos ensaios mecânicos determinou-se a força máxima (gf) correspondente ao ponto mais alto do gráfico e equivalente ao momento da primeira deformação ou fratura dos

bráquetes estéticos. Os valores medidos foram usados para calcular o torque inserido em grama-força x milímetro (gf.mm), aplicando-se a fórmula: $T = F \times r$; onde T = torque; F = força registrada e r = raio (4,0 mm) do eixo do dispositivo acoplado à máquina de ensaio.

Foi observado que quando os bráquetes foram submetidos ao ensaio mecânico, os bráquetes de cerâmica apresentaram um comportamento de fratura, enquanto os bráquetes de policarbonato demonstraram uma deformação reversível.

Na Tabela 4, página 45, são apresentados os valores de torque (gf.mm), médias, desvios padrão e medianas para os bráquetes *Transcend 6000* (cer); *Luxi II* (cer/ouro); *Clarity* (cer/aço); *Blonde* (polic); *Elation* (polic/aço); *Spirit MB* (polic/cer/aço), utilizando-se fios de aço inoxidável. O teste paramétrico F de *Snedecor* (Tabela 4, página 45) foi utilizado para comparação dos valores médios, através da análise de variância, adotando-se o nível de significância de 1% de probabilidade ($p < 0,01$). Uma vez verificada significância estatística no teste de *Snedecor*, o teste paramétrico de *Bonferroni* foi aplicado para comparar as diferenças das médias entre os tipos de bráquetes, adotando-se o mesmo nível de significância de 1% de probabilidade ($p < 0,01$), como pode ser observado na Tabela 5, página 46.

Na Tabela 6, página 47, foi verificada a dependência entre a resistência à deformação ou fratura e as dimensões (largura, altura profundidade) dos *slots* dos bráquetes estéticos, aplicando-se o coeficiente de correlação linear R e o teste *t* para testar o valor de R .

Os locais de fratura e a incidência, em porcentagem, dos bráquetes cerâmicos *Transcend* (cer), *Clarity* (cer/aço) e *Luxi* (cer/ouro) estão descritos na Tabela 7, página 48.

Tabela 1: Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) da largura dos *slots* dos bráquetes.

Bráquetes	Largura dos <i>slots</i>		Valor de <i>t</i> / <i>p</i>
	1ª medição (mm)	2ª medição (mm)	
Transcend (cer)	3,574 (DP=0,003)	3,574 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Clarity (cer/aço)	3,581 (DP=0,014)	3,576 (DP=0,013)	<i>t</i> =0,83 / <i>p</i> =0,416
Luxi II (cer/ouro)	3,656 (DP=0,019)	3,655 (DP=0,018)	<i>t</i> =0,12 / <i>p</i> =0,905
Blonde (polic)	3,430 (DP=0,011)	3,430 (DP=0,011)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Elation (polic/aço)	total: 3,746 (DP=0,007) slot: 2,557 (DP=0,006)	total: 3,746 (DP=0,007) slot: 2,557 (DP=0,06)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999 <i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Spirit MB (polic/cer/aço)	3,448 (DP=0,008)	3,449 (DP=0,008)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
F de <i>Snedecor</i>	1094,33**		

** = significativo ao nível de 1%

Comparação das larguras dos <i>slots</i> entre os grupos								
Grupos		Transcend (cer)	Clarity (cer/aço)	Luxi II (cer/ouro)	Blonde (polic)	Elation (polic/ aço)		Spirit MB (polic/cer/aço)
						Slot	Total	
Transcend (cer)				**	**	**	**	**
Clarity (cer/aço)				**	**	**	**	**
Luxi II (cer/ouro)		**	**		**	**	**	**
Blonde (polic)		**	**	**		**	**	**
Elation (polic/ aço)	Slot	**	**	**	**		**	**
	Total	**	**	**	**	**		**
Spirit MB (polic/cer/aço)		**	**	**	**	**	**	

** Diferença estatisticamente significante ao nível de 1%

Quadro 2: Comparação entre os grupos, em relação a largura dos *slots* dos bráquetes.

Tabela 2: Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) da altura dos *slots* dos bráquetes.

Bráquetes	Altura dos <i>slots</i>		Valor de <i>t</i> / <i>p</i>
	1ª medição (mm)	2ª medição (mm)	
Transcend (cer)	0,568 (DP=0,002)	0,568 (DP=0,002)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Clarity (cer/aço)	0,568 (DP=0,001)	0,568 (DP=0,001)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Luxi II (cer/ouro)	0,568 (DP=0,003)	0,567 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,74 / <i>p</i> =0,466
Blonde (polic)	0,586 (DP=0,003)	0,586 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Elation (polic/aço)	0,567 (DP=0,003)	0,567 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Spirit MB (polic/cer/aço)	0,583 (DP=0,002)	0,583 (DP=0,002)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
F de <i>Snedecor</i>	126,44**		

** = significativo ao nível de 1%

Comparação das alturas dos <i>slots</i> entre os grupos						
Grupos	Transcend (cer)	Clarity (cer/aço)	Luxi II (cer/ouro)	Blonde (polic)	Elation (polic/aço)	Spirit MB (polic/cer/aço)
Transcend (cer)				**		**
Clarity (cer/aço)				**		**
Luxi II (cer/ouro)				**		**
Blonde (polic)	**	**	**		**	
Elation (polic/aço)				**		**
Spirit MB (polic/cer/aço)	**	**	**		**	

** Diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%

Quadro 3: Comparação entre os grupos, em relação a altura dos *slots* dos bráquetes.

Tabela 3: Valores das médias (mm) e desvios padrão (DP) da profundidade dos *slots* dos bráquetes.

Bráquetes	Profundidade dos <i>slots</i>		Valor de <i>t</i> / <i>p</i>
	1ª medição (mm)	2ª medição (mm)	
Transcend (cer)	0,716 (DP=0,003)	0,716 (DP=0,002)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Clarity (cer/aço)	0,716 (DP=0,003)	0,716 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Luxi II (cer/ouro)	0,711 (DP=0,006)	0,712 (DP=0,005)	<i>t</i> =0,41 / <i>p</i> =0,690
Blonde (polic)	0,783 (DP=0,003)	0,783 (DP=0,004)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Elation (polic/aço)	0,769 (DP=0,005)	0,769 (DP=0,003)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
Spirit MB (polic/cer/aço)	0,783 (DP=0,005)	0,783 (DP=0,005)	<i>t</i> =0,01 / <i>p</i> =0,999
F de <i>Snedecor</i>	668,11**		

** = significativo ao nível de 1%

Comparação das profundidades dos <i>slots</i> entre os grupos						
Grupos	Transcend (cer)	Clarity (cer/aço)	Luxi II (cer/ouro)	Blonde (polic)	Elation (polic/aço)	Spirit MB (polic/cer/aço)
Transcend (cer)				**	**	**
Clarity (cer/aço)				**	**	**
Luxi II (cer/ouro)				**	**	**
Blonde (polic)	**	**	**		**	
Elation (polic/aço)	**	**	**	**		**
Spirit MB (polic/cer/aço)	**	**	**		**	

** Diferença estatisticamente significativa ao nível de 1%

Quadro 4: Comparação entre os grupos, em relação a profundidade dos *slots* dos bráquetes.

Tabela 4: Valores dos torques (gf.mm), médias, desvios padrão e medianas para os bráquetes *Transcend 6000*; *Luxi II*; *Clarity*; *Blonde*; *Elation*; *Spirit MB*.

Bráquetes	Transcend (cer)	Luxi II (cer/ouro)	Clarity (cer/aço)	Blonde (polic)	Elation (polic/aço)	Spirit MB (polic/cer/aço)
1	3.215,6	2.298,8	2.957,2	1.732,0	2.043,6	2.378,0
2	2.288,8	2.367,6	3.224,0	1.082,4	2.653,6	2.083,2
3	2.215,6	3.262,0	4.420,0	1.476,0	1.932,8	2.276,0
4	2.568,0	3.754,0	2.913,2	1.334,8	1.832,8	2.428,4
5	2.614,4	2.156,0	3.561,2	1.702,0	2.446,8	2.419,2
6	2.524,8	3.381,6	3.800,4	1.524,0	2.405,6	1.878,8
7	1.896,8	2.388,4	3.654,0	1.294,4	1.877,6	2.252,8
8	2.329,6	2.314,4	3.897,6	1.505,6	2.211,6	2.322,8
9	2.434,0	3.571,2	2.896,8	1.423,2	1.993,6	2.405,6
10	2.152,8	3.092,8	3.956,4	1.562,0	2.022,4	2.350,4
Média	2.424,0	2.858,7	3.528,1	1.463,6	2.142,0	2.279,5
Desvio-padrão	352,1	611,6	516,6	193,3	275,7	174,5
Mediana	2.381,8	2.740,6	3.607,6	1.490,8	2.043,6	2.336,6
F de Snedecor	48.13**					

** = significativo ao nível de 1%

Tabela 5: Utilização do teste de *Bonferroni* para as comparações entre os valores médios de torque geradas pelos bráquetes analisados.

Bráquetes	Diferença entre as médias	Significância
Clarity x Luxi II (cer/aço) (cer/ouro)	$3.528,1 - 2.858,7 = 669,4$	$p < 0,01^{**}$
Clarity x Transcend (cer/aço) (cer)	$3.528,1 - 2.424,0 = 1.104,1$	$p < 0,01^{**}$
Clarity x Elation (cer/aço) (polic/aço)	$3.528,1 - 2.142,0 = 1.386,1$	$p < 0,01^{**}$
Clarity x Spirit MB (cer/aço) (polic/cer/aço)	$3.528,1 - 2.279,5 = 1.248,6$	$p < 0,01^{**}$
Clarity x Blonde (cer/aço) (polic)	$3.528,1 - 1.463,6 = 2.064,5$	$p < 0,01^{**}$
Luxi II x Transcend (cer/ouro) (cer)	$2.858,7 - 2.424,0 = 434,7$	$p > 0,01$
Luxi II x Elation (cer/ouro) (polic/aço)	$2.858,7 - 2.142,0 = 716,7$	$p < 0,01^{**}$
Luxi II x Spirit MB (cer/ouro) (polic/cer/aço)	$2.858,7 - 2.279,5 = 579,2$	$p < 0,01^{**}$
Luxi II x Blonde (cer/ouro) (polic)	$2.858,7 - 1.463,6 = 1.395,1$	$p < 0,01^{**}$
Transcend x Elation (cer) (polic/aço)	$2.424,0 - 2.142,0 = 282,0$	$p > 0,01$
Transcend x Spirit MB (cer) (polic/cer/aço)	$2.424,0 - 2.279,5 = 144,5$	$p > 0,01$
Transcend x Blonde (cer) (polic)	$2.424,0 - 1.463,6 = 960,4$	$p < 0,01^{**}$
Elation x Blonde (polic/aço) (polic)	$2.142,0 - 1.463,6 = 678,4$	$p < 0,01^{**}$
Spirit MB x Blonde (polic/cer/aço) (polic)	$2.279,5 - 1.463,6 = 815,9$	$p < 0,01^{**}$
Spirit MB x Elation (polic/cer/aço) (polic/aço)	$2.279,5 - 2.142,0 = 137,5$	$p > 0,01$

** = significativo ao nível de 1%

Tabela 6: Dependência entre resistência à deformação ou fratura e as dimensões dos *slots* dos bráquetes.

Bráquete	Dimensões (média em mm)	®	t	Significância
Transcend (cer)	Largura (3,574)	-0,64	-2,38	p=0,045*
	Altura (0,568)	0,44	1,38	p=0,204
	Profundidade (0,716)	0,36	1,11	p=0,299
Clarity (cer/aço)	Largura (3,581)	0,04	0,12	p=0,905
	Altura (0,568)	-0,32	-0,95	p=0,371
	Profundidade (0,716)	0,39	1,21	p=0,260
Luxi II (cer/ouro)	Largura (3,656)	-0,12	-0,36	p=0,731
	Altura (0,568)	-0,03	-0,09	p=0,932
	Profundidade (0,711)	0,14	0,41	p=0,695
Blonde (polic)	Largura (3,430)	0,46	1,46	p=0,182
	Altura (0,586)	-0,60	-2,14	p=0,064
	Profundidade (0,783)	-0,17	-0,48	p=0,642
Spirit MB (polic/cer/ouro)	Largura (3,448)	0,25	0,72	p=0,490
	Altura (0,583)	0,05	0,15	p=0,883
	Profundidade (0,783)	-0,23	-0,66	p=0,529
Elation (polic/aço)	Largura total (3,746)	0,11	0,33	p=0,750
	Largura <i>slot</i> (2,557)	-0,08	-0,25	p=0,810
	Altura (0,567)	0,39	1,19	p=0,267
	Profundidade (0,769)	-0,59	-2,05	p=0,075

* = significativo ao nível de 5%

Tabela 7: Locais de fratura dos bráquetes cerâmicos.

Locais de fratura	Transcend (cer)	Clarity (cer/aço)	Luxi II (cer/ouro)
Asa cervical direito	-----	20%	-----
Asa cervical esquerdo	-----	-----	-----
Asa incisal direito	-----	20%	-----
Asa incisal esquerdo	-----	-----	-----
Asa cervical dir/esq (total)	30%	20%	-----
Asa incisal dir/esq (total)	70%	40%	100%

6 – DISCUSSÃO

Os bráquetes estéticos analisados foram selecionados de acordo com as características estruturais, um bráquete de cada tipo foi escolhido entre os disponíveis no mercado: bráquete de cerâmica com *slot* de cerâmica (*Transcend 6000*); bráquete de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*); bráquete de cerâmica com *slot* de ouro (*Luxi II*); bráquete de policarbonato com *slot* de policarbonato (*Blonde*); bráquete de policarbonato com *slot* de aço inoxidável (*Elation*) e bráquete de policarbonato reforçado com partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (*Spirit MB*). Em relação a angulação dos *slots*, deu-se preferência aos bráquetes com inclinação e torque de 0° graus. No entanto, como alguns bráquetes não são disponíveis na técnica *Standard Edgewise*, a técnica de segunda preferência foi a *Straight Wire (Roth)*, com inclinação distal de raiz de +5° e torque lingual de raiz variando de +12° à 14° graus, dependendo do fabricante (Quadro 1, página 33).

Em relação ao fio ortodôntico de aço inoxidável, foi selecionado a dimensão de 0.021” x 0.025” (0,53 mm x 0,64 mm), com objetivo de preencher ao máximo o *slot* dos bráquetes estéticos 0.022” x 0.028” (0,56 mm x 0,71 mm), potencializar o efeito do torque e evitar o giro e a deformação do fio ortodôntico dentro do *slot* do bráquete.

O tipo de amarrilho utilizado para fixar os fios ortodônticos nos bráquetes é um assunto polêmico entre os pesquisadores. Alguns autores demonstraram que as forças geradas durante amarração das ligaduras de fio metálico foram subjetivas e variavam de acordo com o operador (BEDNAR, GRUENDEMAN e SANDRIK, 1991; OMANA,

MOORE e BAGBY, 1992). Além disso, BAZAKIDOU, NANDA e DUNCANSON, em 1997, observaram que o amarelo metálico apresentou uma variação no desvio padrão de 2,7 a 3 vezes maior em relação ao amarelo elástico. Segundo SWARTZ, em 1988, a tensão produzida pelas ligaduras metálicas pode causar fratura nos bráquetes cerâmicos. Em relação aos bráquetes de policarbonato, ALKIRE, et al., em 1997, notaram que os amarelos metálicos reforçaram esses bráquetes, enquanto os amarelos elásticos provocaram uma maior deformação. No entanto AIRD e DURNING, em 1987, observaram que a ligadura metálica poderia ser um dos fatores a provocarem aumento da fratura dos bráquetes de policarbonato. Apesar dessas evidências, FLORES et al., em 1990, em seu estudo, não observaram influência do método de ligação em relação a resistência à fratura. Portanto, com objetivo de eliminar possíveis variações de força e tensão geradas durante a amarração do fio ortodôntico, no presente trabalho foram utilizadas ligaduras elásticas para fixar os fios aos bráquetes estéticos. Além disso, o uso das ligaduras elásticas também estaria de acordo com a preferência do paciente pelos elásticos mais estéticos, tornando mais semelhante as condições clínicas.

A distância entre o centro do bráquete e a extremidade do fio ortodôntico preso a um dos mandris foi padronizada em 6,0 mm, semelhante à dos espaços inter-bráquetes dos incisivos superiores e distância essa também adotada nas pesquisas de HOLT, NANDA e DUNCANSON, em 1990; FELDNER et al., em 1994; KAPUR, SINHA e NANDA, em 1999; GMYREK, et al., em 2002; HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, em 2004.

Para a realização do ensaio mecânico, a máquina *Emic* foi movimentada com velocidade de 25,4 mm/minuto, valor este equivalente a 1.0"/minuto, adotado por muitos pesquisadores, tais como HOLT, NANDA e DUNCANSON, em 1990 e AKNIN et al., em 1996.

A largura, altura e profundidade dos *slots* dos bráquetes foram mensurados, para verificar se as dimensões dos bráquetes poderiam exercer alguma influência na resistência à deformação ou fratura dos bráquetes sob torção.

As medições foram feitas por um único operador e a operação foi repetida duas vezes, com um intervalo de tempo de 2 horas. A média de variação existente entre as dimensões dos *slots* dos bráquetes, dentro de um mesmo tipo de material e entre as diferentes marcas foi avaliada. Foi verificado se as duas medições dos espécimes apresentaram diferença entre si, assim como se as dimensões dos *slots* exerceram alguma influência na resistência à deformação ou fratura sob torção dos bráquetes.

De acordo com as Tabelas 1 a 3, páginas 42 a 44, pôde-se verificar que não houve diferença estatisticamente significativa entre a primeira e a segunda medição, desprezando-se dessa maneira o erro de método.

A Tabela 1, página 42, apresenta os valores das médias (mm) e desvios padrão das larguras dos *slots* dos bráquetes. Pôde-se observar que a largura de todos os bráquetes foram muito semelhantes entre si, demonstrando apenas uma pequena variação na primeira casa decimal. Dentre os bráquetes cerâmicos, o *Clarity* (cer/aço) e o *Transcend* (cer) apresentaram valores semelhantes, enquanto o *Luxi II* (cer/ouro) foi apenas 0,1mm mais largo. Em relação aos bráquetes de policarbonato, o *Blonde* (polic) e o *Spirit MB* (polic/cer/aço) tiveram suas medidas semelhantes, enquanto o *Elation* (polic/aço) foi considerado o mais largo. Esse último bráquete precisou de uma medição diferenciada, pois a largura do *slot* não coincidia com a largura total do bráquete. Portanto, tanto a largura total da base quanto a largura do *slot* foram mensurados. De acordo com o teste F de *Snedecor* ($F=1094,33$), os bráquetes apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, ao nível de 1%. Aplicando-se o teste *Bonferroni* (Quadro 2, página 42), verificou-se que os grupos que apresentaram diferença estatisticamente significativa

entre si foram: *Clarity* (cer/aço) e *Luxi II* (cer/ouro); *Clarity* (cer/aço) e *Elation* (polic/aço - largura total); *Clarity* (cer/aço) e *Elation* (polic/aço - largura do *slot*); *Clarity* (cer/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Clarity* (cer/aço) e *Blonde* (polic); *Luxi II* (cer/ouro) e *Transcend* (cer); *Luxi II* (cer/ouro) e *Elation* (polic/aço - largura total); *Luxi II* (cer/ouro) e *Elation* (polic/aço - largura do *slot*); *Luxi II* (cer/ouro) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Luxi II* (cer/ouro) e *Blonde* (polic); *Transcend* (cer) e *Elation* (polic/aço - largura total); *Transcend* (cer) e *Elation* (polic/aço - largura do *slot*); *Transcend* (cer) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Transcend* (cer) e *Blonde* (polic); *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Elation* (polic/aço - largura total); *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Elation* (polic/aço - largura do *slot*); *Blonde* (polic) e *Elation* (polic/aço - largura total); *Blonde* (polic) e *Elation* (largura do *slot*); *Blonde* (polic) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Elation* (polic/aço - largura total) e *Elation* (polic/aço - largura do *slot*).

Em relação a altura dos *slots* dos bráquetes, mostra-se na Tabela 2, página 43, que todos os bráquetes apresentaram valores semelhantes entre si. Todos os bráquetes cerâmicos apresentaram o valor de 0,567 mm à 0,568 mm, enquanto os bráquetes de policarbonato variaram de 0,567 mm à 0,586 mm, variação esta que ocorreu apenas a partir da segunda casa decimal. Apesar desta pequena variação, pôde-se observar através do teste F de *Senedecor* ($F=126,44$) que essa diferença foi estatisticamente significativa ($p<0,01$) e por meio do teste de *Bonferroni* (Quadro 3, página 43), constatou-se que os bráquetes foram diferentes entre si: *Clarity* (cer/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Clarity* (cer/aço) e *Blonde* (polic); *Luxi II* (cer/ouro) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Luxi II* (cer/ouro) e *Blonde* (polic); *Transcend* (cer) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Transcend* (cer) e *Blonde* (polic); *Elation* (polic/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Elation* (polic/aço) e *Blonde* (polic).

Os valores das médias e desvio padrão da profundidade dos *slots* dos bráquetes encontram-se na Tabela 3, página 44. Os *slots* dos bráquetes cerâmicos foram, em geral,

menos profundos do que os dos bráquetes de policarbonato. No entanto, apesar dessa pequena diferença, todos os bráquetes apresentaram dimensões semelhantes entre si, apresentando uma variação apenas a partir da segunda casa decimal. O teste F de *Snedecor* demonstrou que esta diferença foi estatisticamente significativa ($F = 668,11$) e através do teste de *Bonferroni* (Quadro 4, página 44), pôde-se identificar que os bráquetes que apresentaram diferenças estatísticas entre si foram: *Clarity* (cer/aço) e *Elation* (polic/aço); *Clarity* (cer/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Clarity* (cer/aço) e *Blonde* (polic); *Luxi II* (cer/ouro) e *Elation* (polic/aço); *Luxi II* (cer/ouro) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Luxi II* (cer/ouro) e *Blonde* (polic); *Transcend* (cer) e *Elation* (polic/aço); *Transcend* (cer) e *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Transcend* (cer) e *Blonde* (polic); *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Elation* (polic/aço); *Blonde* (polic) e *Elation* (polic/aço).

É importante ressaltar que apesar de os bráquetes terem apresentado uma diferença nas dimensões estatisticamente significativa entre si ($p < 0,01$), esta variação foi considerada irrelevante e desprezível, pois as variações ocorreram sempre entre a primeira e a segunda casa decimal das medidas.

Em relação as dimensões dos fios ortodônticos, todos os pontos de referência mensurados apresentaram as mesmas medidas de 0.021" x 0.025". Como não houve variação nas dimensões e o fio utilizado pertencia a um mesmo número de lote (J8275) e a um único fabricante (*Unitek/3M*), não houve a necessidade de se aplicar um teste estatístico para avaliação das dimensões desse material.

Quando os bráquetes foram submetidos ao ensaio mecânico, observou-se que à medida que o torque era incorporado no fio ortodôntico, os bráquetes de cerâmica fraturavam enquanto os bráquetes de policarbonato deformavam. Nos ensaios com bráquetes de policarbonato, ao ser incorporado o torque, o fio ortodôntico permanecia girando dentro do *slot* do bráquete. Essa deformação pareceu ser reversível, pois o

bráquete voltava à sua forma original assim que o ensaio mecânico era interrompido. Portanto, não foi possível verificar os locais de deformação destes bráquetes. GMYREK et al., em 2002 também observaram que após a incorporação de torque, os bráquetes de policarbonato não apresentaram deformação permanente e consideraram essas alterações estruturais sem relevância clínica. Contrariando os achados de AIRD e DURNING, em 1987, que demonstraram, em seu estudo clínico, que 7,4% de todos os bráquetes de policarbonato fraturaram, principalmente nas asas, durante o tratamento ortodôntico. A diferença de resultados deve-se, possivelmente, ao uso de diferentes tipos de bráquetes de policarbonato e metodologias utilizadas por AIRD e DURNING, em 1987 e GMYREK et al., em 2002.

De acordo com a incidência de fratura (Tabela 7, página 48), de uma maneira geral, os bráquetes cerâmicos fraturaram mais na asa incisal *Transcend* (cer): 70%; *Clarity* (cer/aço): 40%; *Luxi* (cer/ouro): 100%), corroborando com os estudos de HOLT, NANDA e DUNCANSON, em 1991; AKNIN et al., em 1996. O ensaio mecânico foi realizado simulando as condições mais semelhantes clinicamente, onde o fio ortodôntico foi girado na direção da asa cervical do bráquete, como se estivesse incorporando um torque lingual de raiz do dente. GHOSH, NANDA e DUNCANSON, em 1995, demonstraram em seu estudo através do método do elemento finito, que durante a aplicação de torque lingual de raiz, ocorre uma maior concentração de tensão numa determinada região incisal da base, de onde se irradia para as asas incisais do bráquete, tornando-o mais frágil. Em contra-partida, na região cervical do bráquete a tensão parece dissipar-se sobre uma maior área, diminuindo a incidência de fratura nesse local.

Outro dado interessante foi que os bráquetes de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*) apresentaram as maiores variações de fratura. Como esses bráquetes são geminados (Fig. 6, página 55) as asas fraturaram em partes (direito e/ou esquerdo),

diferente do ocorrido nos bráquetes *Transcend* (cer) e *Luxi II* (cer/ouro) que tiveram as asas fraturadas por inteiro. Além disso, tanto a asa cervical como a incisal só tiveram o seu lado direito fraturado. Como esse lado do bráquete estava mais próximo do mandril (6,0 mm de distância), provavelmente essa região sofreu maior concentração de tensão, tornando-o mais suscetível à fratura do que o seu lado esquerdo, o qual estava a 24,0 mm de distância do mandril do lado oposto.

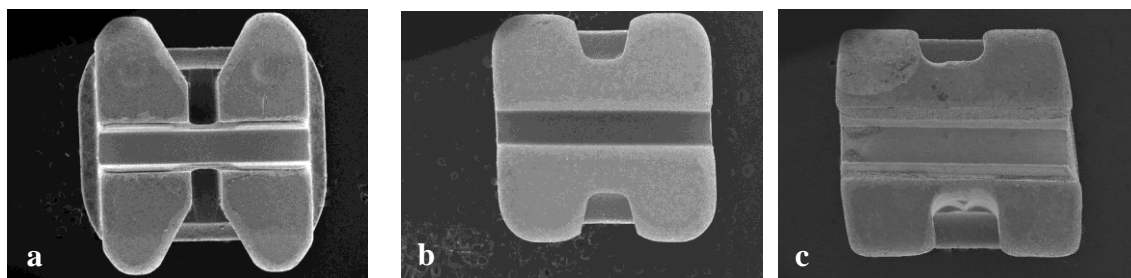


Figura 6: Bráquete geminado: (a) *Clarity* (cer/aço); bráquetes não geminados: (b) *Transcend 6000* (cer) e (c) *Luxi II* (cer/ouro).

A força máxima (gf) que foi registrada pela célula de carga e posteriormente utilizada para o cálculo da quantidade de torque (gf.mm), correspondeu ao ponto mais alto do gráfico e estava relacionada ao momento da fratura do bráquete cerâmico e à máxima deformação elástica do bráquete de policarbonato quando submetidos ao torque. Na Tabela 4, página 45, estão descritos os valores de torque (gf.mm) de cada bráquete, assim como a sua média, desvio padrão, mediana. De acordo com as médias, os bráquetes apresentaram resistência à deformação ou fratura, na seguinte ordem crescente, e conforme representado no Gráfico 1, página 56: bráquete de policarbonato com *slot* de policarbonato (*Blonde*), bráquete de policarbonato com *slot* de aço inoxidável (*Elation*), bráquete de policarbonato reforçado com partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (*Spirit MB*), bráquete de cerâmica com *slot* de cerâmica (*Transcend 6000*), bráquete de cerâmica com *slot* de ouro (*Luxi II*) e bráquete de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*).



Gráfico 1: Valores em ordem crescente dos valores médios de torque (gf.mm), dos bráquetes *Blonde* (polic); *Elation* (polic/aço); *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Transcend 6000* (cer); *Luxi II* (cer/ouro); *Clarity* (cer/aço).

De acordo com o teste F de *Snedecor* ($F=48,13$) descrito na Tabela 4, página 45, as diferenças entre os valores foram altamente significativos ($p<0,01$). Na Tabela 5, página 46, pode-se verificar os resultados do teste de *Bonferroni*. O bráquete de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*) apresentou o maior valor da média de resistência à fratura (3.528,1 gf.mm), sendo estatisticamente significativo ($p<0,01$), quando comparado aos demais bráquetes estéticos. Comparando o torque médio de resistência do bráquete *Clarity* (cer/aço = 3.528,1 gf.mm) com o bráquete *Transcend* (cer = 2.424,0 gf.mm), a resistência à fratura do *Clarity* (cer/aço) é de 45,54% maior que o *Transcend* (cer).

No entanto, não houve diferença estatisticamente significante entre os bráquetes *Transcend* (cer) e *Luxi II* (cer/ouro), *Transcend* (cer) e *Elation* (polic/aço), *Transcend* (cer) e *Spirit MB* (polic/cer/aço), *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Elation* (polic/aço). Esse comportamento é demonstrado no Gráfico 1, onde pode-se observar três níveis de força de

resistência à deformação ou fratura: um nível baixo [1.463,6 gf.mm / *Blonde* (polic)], um intermediário [2.142,0 gf.mm à 2.424,0 gf.mm / *Elation* (polic/aço) - *Spirit MB* (polic/cer/aço) - *Transcend* (cer)] e um superior [2.858,7 gf.mm à 3.528,1 gf.mm / *Luxi II* (cer/ouro) - *Clarity* (cer/aço)].

Em relação aos bráquetes de cerâmica, apesar de o *Luxi II* (cer/ouro) ter se enquadrado no nível superior de resistência à fratura, parece que o seu *slot* de ouro não foi eficaz para aumentar a resistência do bráquete, pois não houve diferença estatisticamente significativa em relação ao bráquete cerâmico com *slot* de cerâmica (*Transcend*). Entretanto, o *slot* de aço inoxidável aumentou a resistência à deformação ou fratura sob torsão, pois todos os bráquetes que o possuem, apresentaram os maiores valores de torque observados. Além disso, os torques aplicados nos bráquetes cerâmicos *Transcend* (cer) não foram estatisticamente significante em relação ao *Elation* (polic/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço), devido a presença do *slot* de aço inoxidável nestes bráquetes de policarbonato. O fato de o *slot* de ouro não ter sido tão resistente quanto o *slot* de aço, pode estar associado à maior maleabilidade do ouro; apesar de ele ser um material nobre, ele é mais flexível do que o aço inoxidável.

Durante a avaliação da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), notou-se que a adaptação do *slot* de ouro ao bráquete (Fig. 7a, 7b, 7c, página 58) era superior àquela de aço inoxidável (Fig. 8a, 8b, 8c, página 58). Porém, a espessura do material selador contida entre o *slot* de ouro e o bráquete (Fig. 7d, página 58) pareceu ser mais espessa do que a existente entre o bráquete e o *slot* de aço inoxidável (Fig. 8d, página 58), podendo ter influenciado na rigidez do *slot* do bráquete e, conseqüentemente, diminuído a sua resistência à fratura (Fig. 7 e 8, página 58).

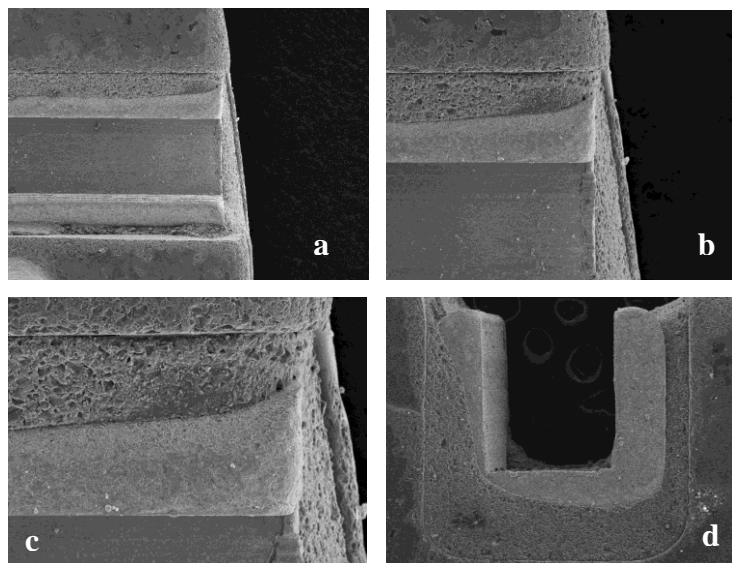


Figura 7: Adaptação do *slot* de ouro ao bráquete cerâmico: vista frontal a) 50 x de aumento; b) 100 x de aumento; c) 200 x de aumento; vista lateral d) 80 x de aumento.

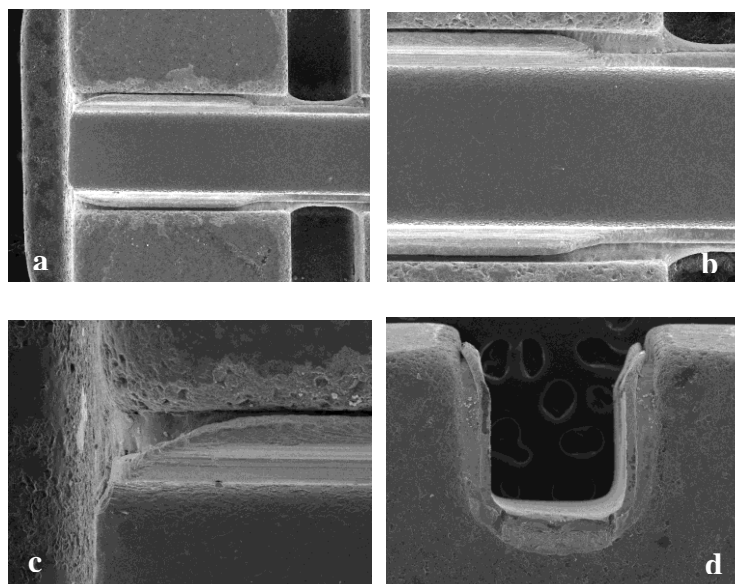


Figura 8: Adaptação do *slot* de aço inoxidável ao bráquete cerâmico: vista frontal a) 50 x de aumento; b) 100 x de aumento; c) 200 x de aumento; vista lateral d) 80 x de aumento.

Apesar de alguns autores (SWARTZ, 1988; BIRNIE, 1990; FLORES et al., 1990; HOLT, NANDA e DUNCANSON, 1991; AKNIN et al., 1996) afirmarem que existem diferenças entre os bráquetes cerâmicos monocristalinos e policristalinos em relação a resistência à fratura, o presente estudo não pode avaliar esta variação, pois todos os bráquetes de cerâmica selecionados foram do tipo policristalino.

Em relação aos bráquetes de policarbonato, o bráquete com *slot* de policarbonato (*Blonde*) apresentou os menores valores de resistência à deformação e estatisticamente significativo ($p < 0,01$), conforme visto na Tabela 4, página 45. A presença de um reforço de um *slot* de aço inoxidável tende a aumentar a resistência do bráquete à deformação, pois diminui a tensão nos ângulos das paredes do *slot* e da base, protegendo-os de trauma do arco ortodôntico, reduzindo a deformação do material plástico. Esse resultado está de acordo com DOBRIN, KAMEL e MUSICH, em 1975; AIRD, MILLETT e SHARPLES, em 1988; FELDNER et al., em 1994; ALKIRE et al., em 1997; THORSTENSON e KUSY, em 2003 e SADAT-KHONSARI et al., em 2004.

As partículas de cerâmica são consideradas outra variável que poderiam influenciar na resistência à deformação. Ambos os bráquetes de policarbonato *Elation* (polic/aço) e *Spirit MB* (polic/cer/aço) que possuem *slot* de aço inoxidável não demonstraram diferença entre si estatisticamente significativa ($p > 0,01$), conforme visto na Tabela 5, página 46; provavelmente porque as partículas de cerâmica presentes na composição do bráquete *Spirit MB* (polic/cer/aço) não foram eficazes no aumento da resistência à deformação, corroborando com os estudos de FELDNER et al., em 1994; ALKIRE et al., em 1997 e SADAT-KHONSARI et al., em 2004.

De uma maneira geral, os bráquetes de cerâmica apresentaram maior resistência à deformação ou fratura do que os bráquetes de policarbonato, confirmando a característica

da cerâmica de ser um material mais resistente e duro e o plástico de ser mais flexível e maleável.

Todos os bráquetes estéticos, exceto o bráquete de policarbonato *Blonde* (polic), fraturaram sob carga superior ao necessário para incorporar torque ao incisivo central superior; valores estes estimados por alguns autores, tais como: 1.035 à 1.665 gf.mm (NEUGER, 1967); 1.624 à 2.190 gf.mm (HAMMOND e ROCK, 1991); 2.000 gf.mm (WAINWRIGHT, 1973); 2.373 gf.mm (REITAN, 1957); 2.000 e 3.500 gf.mm (PROFFIT e FIELDS Jr., 2002).

No Gráfico 2, página 61, são demonstrados as medianas, médias, desvios padrão, valores máximo e mínimo da resistência à deformação ou fratura do bráquetes analisados. Os bráquetes cerâmicos *Luxi II* (cer/ouro = 2.858,1 gf.mm) e *Clarity* (cer/aço = 3.528,1 gf.mm) apresentaram os maiores valores de desvio-padrão, com valores medianos de 2.740,6 gf.mm e 3.607,6 gf.mm, respectivamente. Os valores medianos e mínimos entre os bráquetes *Transcend* (cer = 2.381,8 gf.mm e 1.896,8 gf.mm), *Elation* (polic/aço = 2.043,6 gf.mm e 1.832,8 gf.mm) e *Spirit MB* (polic/cer/aço = 2.336,6 gf.mm e 1.878,8 gf.mm) foram bastante semelhantes, porém apresentaram valores máximos bastante diferentes entre si, *Transcend* (cer = 3.215,6 gf.mm), *Elation* (polic/aço = 2.653,6 gf.mm) e *Spirit MB* (polic/cer/aço = 2.428,4 gf.mm). De todos os bráquetes testados, o bráquete de policarbonato *Blonde* (polic) apresentou os menores valores máximo (1.732,0 gf.mm) e mínimo (1.082,4 gf.mm). Portanto, até o seu valor máximo foi inferior ao menor valor mínimo dos demais bráquetes (*Elation* [polic/aço] = 1.832,8 gf.mm).

Os bráquetes de policarbonato, utilizados neste estudo, apresentaram valores de torque semelhantes aos obtidos por DOBRIN, KAMEL e MUSICH, em 1975 e FELDNER et al., em 1994 (2.000,00 gf.mm); exceto o bráquete *Blonde* (polic) que deformou sob uma

carga inferior de 1.463,6 gf.mm. Já em relação aos bráquetes de cerâmica, os acessórios utilizados nesta pesquisa apresentaram valores de torque inferiores aos encontrados por HOLT, NANDA e DUNCANSON, em 1991 (3.706 gf.mm à 6.177 gf.mm) e AKNIN et al., em 1996 (5.755,2 gf.mm à 9.316,5 gf.mm).

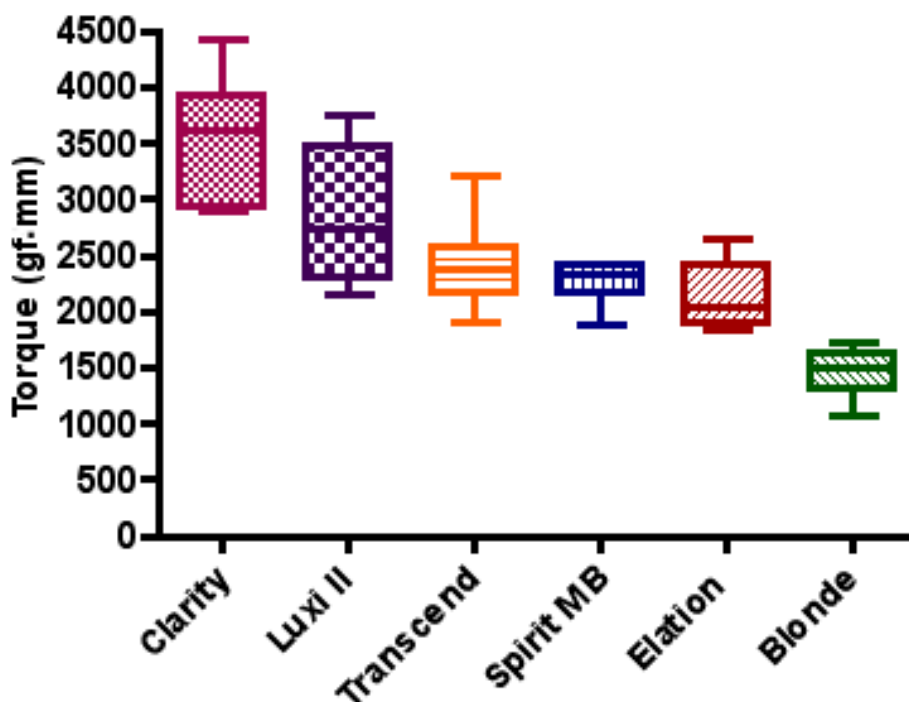


Gráfico 2: Estatística descritiva dos valores médios de torque de resistência à deformação ou fratura (gf.mm) dos bráquetes *Clarity* (cer/aço); *Luxi II* (cer/ouro); *Transcend 6000* (cer); *Spirit MB* (polic/cer/aço); *Elation* (polic/aço); *Blonde* (polic).

Quando se avaliou através do coeficiente de correlação linear® a dependência entre resistência à deformação ou fratura e as dimensões dos *slots* dos bráquetes, pôde-se notar na Tabela 6, página 47, que todos os bráquetes não apresentaram essa dependência, exceto o bráquete *Transcend* (cer), que apresentou uma correlação estatisticamente significativa ($p < 0,05$) da largura do *slot* à resistência à fratura. Quanto menor a largura do *slot*, menor

foi a resistência à fratura. No entanto, os presentes autores acreditam que os baixos valores de resistência à fratura que o bráquete *Transcend* (cer) apresentou devem estar mais relacionados à ausência de reforço no *slot* cerâmico do que à sua variação de tamanho, pois sua menor largura pode ser considerada insignificante, quando comparada aos demais bráquetes cerâmicos. FELDNER et al., em 1994, apesar de também não terem encontrado diferença estatisticamente significativa entre largura e resistência à deformação dos bráquetes de policarbonato, acreditaram que de uma forma geral, a largura do bráquete deve ser considerada e aconselharam utilizar o bráquete com a maior largura possível.

O bráquete de policarbonato *Elation* apesar de possuir um *slot* de aço inoxidável menor do que a sua largura total, diferença essa estatisticamente significativa ($p < 0,01$), (Tabela 1, página 42), não demonstrou correlação entre as larguras do *slot* e a total com os valores de torque (gf.mm). Como pode ser visto na Tabela 6, página 479, ambas as larguras não apresentaram dependência estatisticamente significativa ($p > 0,05$) em relação a resistência à deformação.

A comparação entre os resultados de diversos trabalhos sobre resistência à deformação ou fratura dos bráquetes nem sempre foi possível, pois autores adotaram materiais e metodologias diferentes entre si e essas variáveis acabaram influenciando os resultados. Além disso, muitos estudos correlacionaram a resistência à deformação ou fratura dos bráquetes com a quantidade do ângulo de torque incorporado no arco ortodôntico, no entanto essa pesquisa apenas avaliou os valores de torque de cada tipo de espécime, tornando inviável a comparação entre os resultados em outra medida (graus). A avaliação em relação à incorporação de torque, em graus, necessitaria de outros estudos, comparando diferentes tipos de ligas e espessuras dos fios ortodônticos em relação à força gerada. Portanto, como um dos objetivos desse estudo foi comparar a resistência dos

acessórios estéticos, em relação ao tipo de material dentário, os resultados obtidos, em grama-força x milímetro, não podem ser extrapolados para a utilização clínica.

No entanto, uma vez que foi verificada a existência de deformação ou fratura nesses bráquetes estéticos, sugere-se que a manipulação clínica seja cautelosa, principalmente durante a incorporação de torque acentuado, o qual deve ser realizado de forma gradativa.

Os bráquetes de policarbonato apesar de terem sofrido uma deformação quando submetidos aos valores de forças de torsão inferiores aos dos bráquetes cerâmicos, foi observado que essa distorção era reversível. O bráquete de policarbonato, de acordo com esse comportamento, poderia assimilar o torque e transmitir uma parte dessa força ao dente, principalmente quando voltasse a sua estrutura física original. Assim como FELDNER et al., em 1994, sugeriu que 15% da força de torque é perdida durante a deformação do bráquete, talvez 85% da força restante seja suficiente para transmitir certa quantidade de movimentação ao dente. Portanto, de acordo com essas evidências, os presentes autores sugerem que seja necessário a incorporação de uma força de torque adicional ao fio ortodôntico ou apenas utilizar os bráquetes de plástico que possuem *slot* de metal, como recomendaram FELDNER et al., em 1994, ALKIRE et al., em 1997 e SADAT-KHONSARI et al., em 2004.

Cabe ressaltar que esse ensaio mecânico verificou apenas a força de torque, não considerando outras direções de tensão tais como cisalhamento, inclinação, torsão, entre outras. Clinicamente, o bráquete é submetido a diferentes forças e cargas durante todo o tratamento ortodôntico e deve ser considerado em outras pesquisas, simulando a situação mais próxima do real.

Variáveis intra-orais tais como saliva, placa bacteriana, película adquirida, corrosão dos materiais, mastigação, densidade do osso, número, configuração e área da superfície da raiz, e oclusão também não foram avaliadas neste estudo, mas são consideradas de

fundamental importância no que se refere à influência nos resultados da resistência à deformação ou fratura. Segundo SADAT-KHONSARI et al., em 2004, o impacto de outros fatores tais como valor do pH, enzimas e microorganismos na cavidade oral sobre a estabilidade dos bráquetes de policarbonato permanece obscuro. O comportamento a longo prazo dos bráquetes de plástico em relação a resistência à pigmentação e à deformação e seus efeitos nos dentes adjacentes são outros tópicos interessantes a serem pesquisados (GMYREK et al., 2002; HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, 2004). Portanto, acredita-se que seria interessante a realização de mais estudos com o intuito de verificar a atuação de cada um desses fatores sobre os valores de resistência.

Todos os tipos de pesquisa realizados são válidos para o aprimoramento dos bráquetes estéticos, sejam eles *in vitro* ou *in vivo*. No entanto, é válido lembrar que estudos *in vitro* não simulam verdadeiramente o movimento dentário intra-oralmente, e portanto, leitores devem ser cautelosos ao avaliarem os resultados provenientes desse tipo de pesquisa. A magnitude dos valores da resistência à deformação ou fratura encontrados nesse estudo *in vitro*, pode ser diferente do que as forças aplicadas nos movimentos ortodônticos observados clinicamente e portanto, os valores registrados devem ser utilizados apenas como médias de comparação dos efeitos dos diferentes tipos de bráquetes e não como quantificação da resistência *in vivo* (HO e WEST, 1991; GMYREK et al., 2002; HARZER, BOURAUUEL e GMYREK, 2004; NISHIO et al., 2004).

7 - CONCLUSÃO

A incorporação gradativa de torque ao fio ortodôntico, fixado aos diferentes bráquetes estéticos, possibilitou as seguintes conclusões:

7.1 a maior resistência à deformação ou fratura foi observado para os bráquetes de cerâmica em relação aos de policarbonato. O bráquete de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*) apresentou a maior resistência à fratura, seguido, em ordem decrescente dos bráquetes de cerâmica com *slot* de ouro (*Luxi II*) e com *slot* de cerâmica (*Transcend 6000*). A maior resistência à deformação foi observada para o bráquete de policarbonato reforçado com partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (*Spirit MB*), seguido também, em ordem decrescente, dos bráquetes de policarbonato com *slot* de aço inoxidável (*Elation*) e com *slot* de policarbonato (*Blonde*);

7.2 os bráquetes de cerâmica com *slot* de cerâmica (*Transcend 6000*) não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p>0,01$) quando comparados ao bráquetes de cerâmica com *slot* de ouro (*Luxi II*), aos bráquetes de policarbonato com *slot* de aço inoxidável (*Elation*) e aos bráquetes de policarbonato reforçado com partículas de cerâmica e *slot* de aço inoxidável (*Spirit MB*). O *slot* de aço inoxidável parece exercer um papel importante para o aumento da resistência à deformação ou fratura dos bráquetes estéticos, o mesmo fato não foi proporcionado de forma significante pelo *slot* de ouro. A inclusão de partículas de cerâmica na composição dos bráquetes de policarbonato parece não proporcionar maior resistência à deformação;

7.3 o local de maior incidência de fratura dos bráquetes cerâmicos foi na asa incisal. Os bráquetes de cerâmica com *slot* de aço inoxidável (*Clarity*) apresentaram a maior variação em relação aos locais de fratura. Não foi possível avaliar os locais de deformação dos bráquetes de policarbonato por ter sido uma deformação reversível;

7.4 a variação de tamanho dos *slots* dos bráquetes estéticos não influenciou nos resultados da resistência à deformação ou fratura; exceto a largura do *slot* do bráquete de cerâmica *Transcend* (slot de cerâmica) que apresentou uma correlação estatisticamente significativa ($p < 0,05$). Quanto menor a largura do *slot*, menor foi a resistência à fratura. Os baixos valores de resistência à fratura que o bráquete *Transcend 6000* apresentou parece estar mais relacionado à ausência de reforço no *slot* cerâmico do que à sua variação de tamanho, pois clinicamente sua menor largura foi considerada insignificante, quando comparada aos demais bráquetes cerâmicos.

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AIRD J. C., DURNING P. Fracture of polycarbonate edgewise brackets: a clinical and SEM study. *Br J Orthod*, Oxford, v. 14, n. 3, p. 191-195, July 1987.
2. AIRD J. C., MILLETT, D. T., SHARPLES, K. Fracture of polycarbonate brackets – a related photoelastic stress analysis. *Br J Orthod*, Oxford, v. 15, n. 2, p. 87-92, May 1988.
3. AKNIN, P. C., NANDA, R. S., DUNCANSON, M. G., CURRIER, F., SINHA, P. K. Fracture strenght of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 109, n. 1, p. 22-27, Jan. 1996.
4. ALKIRE, R. G., BAGBY, M. D., GLADWIN, M. A., KIM, H. Torsional creep of polycarbonate orthodontic brackets. *Dent Mater*, Oxford, v. 13, n.1, p. 2-6, Jan. 1997.
5. ANGOLKAR, P. V., KAPILA, S., DUNCANSON Jr., M. G., NANDA, R. S. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 98, n. 6, p. 499-506, Dec. 1990.
6. BAZAKIDOU, E., NANDA, R. S., DUNCANSON, M. G., SINHA, P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 112, n. 2, p. 138-144, Aug. 1997.
7. BEDNAR, J. R., GRUENDEMAN, G. W., SANDRIK, J. L. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 100, n. 6, p. 513-522, Dec. 1991.
8. BIRNIE, D. Ceramic brackets. *Br J Orthod*, Oxford, v. 17, n. 1, p. 71-75, Feb. 1990.
9. BISHARA, S. E. Ceramic brackets and the need to develop national standards. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 117, n. 5, p.595-587, May 2000.
10. 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*, St. Louis, v. 98, n. 2, p. 145-153, Aug. 1990a.
11. BISHARA, S. E., TRULOVE, T. S. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an *in vitro* study. Part II: findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 98, n. 3, p. 263-273, Sept. 1990b.

12. BISHARA, S. E., FONSECA, J. M., FEHR, D. E., BOVER, D. B. Debonding forces applied to ceramic brackets simulating clinical conditions. *Angle Orthod*, Appleton, v. 64, n. 4, p. 277-282, July/Aug.1994.
13. BISHARA, S. E., OLSEN, M. E., VON WALD, L. Evaluation of debonding characteristics of a new collapsible ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 112, n. 5, p. 552-559, Nov. 1997.
14. BISHARA, S. E., OLSEN, M. E., VON WALD, L., JAKOBSEN, J. R. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 116, n. 1, p. 596-603, July 1999.
15. BLALOCK, K. A., POWERS, J. M. Retention capacity of the bracket bases of new esthetic orthodontic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 107, n. 6, p. 596-603, June 1995.
16. BORDEAUX, J. M., MOORE, R. N., BAGBY, M. D. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 105, n. 6, p. 522-560, June 1994.
17. CAMPOS, H. *Estatística experimental não-paramétrica*. 4. ed. São Paulo: ESALQ, USP, 1983. 349p.
18. CARLSSON, R., RÖNNERMAN, A. Crown-root angles of upper central incisors. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 147-154, Aug. 1973
19. CHACONAS, S. J., CAPUTO, A. A., NIU, G. S. L. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. *Angle Orthod*, Appleton, v. 61, n. 1, p. 35-42, Jan./Feb.1991.
20. COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT. Ceramic orthodontic brackets: how and when to use them. *J Am Dental Assoc*, Chicago, v. 123, n. 7, p. 243-244, July 1992.
21. DISCHINGER, T. G. Technique clinic – debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 24, n. 5, p. 321-322, May 1990.
22. DOBRIN R. J., KAMEL I. L., MUSICH D. R. Load-deformation characteristics of polycarbonate orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 67, n. 1 p. 24-33, Jan. 1975.
23. DOUGLASS, J. B. Enamel wear caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 93, n. 2, p. 96-98, Feb. 1989.
24. DRESCHER, D., BOURAUDEL, C., SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 96, n. 5, p. 397-404, Nov. 1989.

25. ELIADES, T., VIAZIS, A. D., ELIADES, G. Bonding of ceramic brackets to enamel: morphologic and structural considerations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 99, n. 4, p. 369-375, Apr. 1991.
26. FELDNER, J. C., SARKAR, N. K., SHERIDAN, J. J., LANCASTER D. M. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 106, n. 3, p. 265-272, Sept. 1994.
27. FERGUSON J. W. Torque in base: another straight wire myth? *Br J Orthod*, Oxford, v. 17, n. 1, p. 57-61, Feb. 1990.
28. FLORES, D. A., CARUSO, J. M., SCOTT, G. E., JEIROUNDI, M.T. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod*, Appleton, v. 60, n. 4, p. 269-276, July/Aug. 1990.
29. GHAFARI, J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use of selected teeth. *Angle Orthod*, Appleton, v. 62, n. 2, p. 145-152, Mar./Apr. 1992.
30. GHOSH, J., NANDA, R. S., DUNCANSON Jr., M. G. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 108, n. 6, p. 575-582, Dec. 1995.
31. GMYREK, H., BOURAUDEL, C., RICHTER, G., HARZER, W. Torque capacity of metal and plastic brackets with reference to materials, application, technology and biomechanics. *J Orofac Orthop*, Southampton, v. 63, n. 2, p. 113-128, Mar. 2002.
32. GOLDSTEIN, M. C., BURNS, M. H., YURFEST, P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, v. 33, n. 2, p. 183-193, Apr. 1989.
33. GOTTLIEB, E. L., NELSON, A. H., VOGELS, D. S. 1990 JCO Study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 1 results and trends. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 25, n. 3, p. 145-156, Mar. 1991.
34. GUAN, G., TAKANO-YAMAMOTO, T., MIYAMOTO, M., HATTORI, T., ISHIKAWA, K., SUZUKI, K. Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 117, n. 4, p. 438-443, Apr. 2000.
35. HAMMOND M., ROCK W. Forces produced by auxiliary torquing springs in the Begg technique. *Br J Orthod*, Oxford, v. 18, n. 3, p. 219-223, Aug. 1991.
36. HARZER, Winfried, BOURAUDEL, Christoph, GMYREK, Henner. Torque capacity of metal and polycarbonate brackets with and without a metal slot. *Eur. J. Orthod*. Oxford, v. 26, n. 4, p. 435-441, Aug. 2004.
37. HO, K. S., WEST, V. C. Frictional resistance between edgewise brackets and archwires. *Aust Orthod J*, Melbourne, v. 12, n. 2, p. 95-99, Oct. 1991.

38. HOLT, M. H., NANDA, R. S., DUNCANSON Jr., M. G. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 99, n. 4, p. 287-293, Apr. 1991.
39. IWAMOTO, H., KAWAMOTO, T., KINOSHITA, Z. Bond strength of new ceramic brackets as studied in vitro. *J Dent Res*, Montreal, v. 66, n. 4, p.928, Apr. 1987. Abstract.
40. JEIROUDI, M. T. Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 99, n. 2, p. 97-99, Feb. 1991.
41. KANG B. S., BAEK, S. H., MAH, J., YANG W.S. Three-dimensional relationship between the critical contact angle and the torque angle. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 123, n. 1, p. 64-73, Jan. 2003.
42. KAPUR, R., SINHA, P., NANDA, R. S. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 116, n. 3, p. 271-274, Sept. 1999.
43. KARAMOZOS, A., ATHANASIOU, A. E., PAPADOPOULOS, M. A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 112, n. 1, p. 34-40, July 1997.
44. KEITH, O., JONES, S. P., DAVIES, E. H. The influence of bracket material, ligation force and wear on frictional resistance of orthodontic brackets. *Br J Orthod*, Oxford, v. 20, n. 2, p. 109-115, May 1993.
45. KUSY, R. P. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod*, Appleton, v. 58, n. 3, p. 197-203, May/June. 1988.
46. 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*, Appleton, v. 71, n. 5, p. 364-374. Oct. 2001.
47. KUSY, R. P., WHITLEY, J. Q., MAYHEW, M. J., BUCKTHAL, J. E. Commentary: ceramic brackets. *Angle Orthod*, Appleton, v. 61, n. 4, p. 285-292, July/Aug.1991.
48. KUSY, R. P. The future of orthodontic materials: the long-term view. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 113, n. 1, p. 91-95, Jan. 1998.
49. 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*, St. Louis, v. 106, n. 5, p. 481-486, Nov. 1994.
50. LOFTUS, B. P., ARTUN, J., NICHOLLS, J. I., ALONZO, T. A., STONER, J. A. Evaluation of friction during sliding tooth movement in various bracket-arch wire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 116, n. 3, p. 336-345, Sept. 1999.

51. McKNIGHT, M. M., JONES, S. P., DAVIES, E. H. A study to compare the effects of simulated torquing forces on pre-adjusted orthodontic brackets. *Br J Orthod*, Oxford, v. 21, n. 4, p. 359-365, Nov. 1994.
52. MERRILL, S. W., OESTERLE, L. J., HERMESCH, C. B. Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 106, n. 3, p. 290-297, Sept. 1994.
53. MEYER, M., NELSON G. Preadjusted edgewise appliances: theory and practice. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 73, n. 5, p. 485-498, May 1978.
54. MIETHKE, R. R. Third order tooth movements with straight wire appliances. *J Orofac Orthop*, Southampton, v. 58, n. 4, p. 186-197, July 1997.
55. NEUGER RL. The measurement and analysis of moments applied by a light wire torquing auxiliary and how these moments change magnitude with respect to various changes in configuration and application. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 53, n. 7, p. 492-513, July 1967.
56. NEWMAN, G. V. Current status of bonding attachments. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 7, n. 7, p. 425-449, July 1973.
57. NEWMAN, G. V. First direct bonding in orthodontia. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 101, n. 2, p. 190-191, Feb. 1992.
58. NISHIO, C., MOTTA, A. F.J.; ELIAS, C. N., MUCHA, J. N. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 125, n. 1, p. 56-64, Jan. 2004
59. OGATA, R. H., NANDA, R. S., DUNCANSON, M. G., SINHA, P. K., CURRIER, G. F. Frictional resistances in stainless steel bracket-wire combinations with effects of vertical deflections. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 109, n. 5, p. 535-542, May 1996.
60. OMANA, H. M., MOORE, R. N., BAGBY, M.D. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 26, n. 7, p. 425-432, July 1992.
61. PRATTEN, D. H., POPIL, K., GERMANE, N., GUNSOLLEY, J. C. Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 98, n. 5, p. 398-403, Nov. 1990.
62. PROFFIT, W. R., FIELDS JR., H. W. Aparelhos fixos contemporâneos. In: PROFFIT, W. R., FIELDS JR., H. W. *Ortodontia Contemporânea*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. cap. 12, p. 362-391.
63. RAINS, M. D., CHACONAS, S. J., CAPUTO, A. A., RAND, R. Stress analysis of plastic bracket configurations. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 11, n. 2, p. 120-125, Mar. 1977.

64. RAUCH, E. D. Torque and its application to orthodontics. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 45, n. 11, p. 817-830, Nov. 1959.
65. REITAN, K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod*, Appleton, v. 34, n. 4, p. 244-255, Oct. 1964.
66. REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 43, n. 1, p. 32-45, Jan. 1957.
67. RODRIGUES, P. C. *Bioestatística*. 3 ed. Niterói: EDUFF, UFF, 2002. 339p.
68. SADAT-KHONSARI, R., MOSHTAGHY, A., SCHLEGEL, V., KAHL-NIEKE, B., MÖLLER, M., BAUSS, O. Torque deformation characteristics of plastic brackets: a comparative study. *J Orofac Orthop*, Southampton, v. 65, n. 1, p. 26-33, Jan. 2004.
69. SCHRODY D. W. A mechanical evaluation of buccal segment reaction to edgewise torque. *Angle Orthod*, Appleton, v. 44, n. 2, p. 120-126, Apr. 1974.
70. SCOTT Jr., G. E. Fracture toughness and surface cracks – the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*, Appleton, v. 58, n. 1, p. 5-8, Jan./Feb.1988.
71. SIMS, A. P. T., WATERS, N. E., BIRNIE, D. J. A comparison of the forces required to produce tooth movement *ex vivo* through three types of pre-adjusted brackets when subjected to determined tip or torque values. *Br J Orthod*, Oxford, v. 21, n. 4, p. 367-373, Nov. 1994.
72. SINHA, P. K., NANDA, R. S. Aparelhos ortodônticos fixos edgewise e técnicas de colagem. In: BISHARA, Samir E. *Ortodontia*. São Paulo: Santos, 2004. cap.14, p. 186-207.
73. SINHA, P. K., NANDA, R. S. Esthetic orthodontic appliances and bonding concerns for adults. *Dent Clin of North Am*, Chicago, v. 41, n. 1, p. 89-109, Jan. 1997.
74. SORENSON Jr., N. A. Technique modifications to optimize ceramic bracket performance. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 25, n. 7, p. 439-441, July 1991.
75. STEYN, C. L. Measurement of edgewise torque force in vitro. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 71, n. 5, p. 565-573, May 1977.
76. SWARTZ, M. L. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 22, n. 2, p. 82-88, Feb. 1988.
77. TANNE, K., MATSUBARA, S., HOTEL, Y., SAKUDA, M., YOSHIDA, M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 106, n. 3, p. 273-278, Sept.1994.
78. TAYLOR, N. G., ISON, K. Frictional resistance between orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod*, Appleton, v. 66, n. 3, p. 215-222, May/June 1996

79. THORSTENSON, G., KUSY, R. Influence of stainless steel inserts on the resistance to sliding of esthetic brackets with second-order angulation in the dry and wet states. *Angle Orthod*, Appleton, v. 73, n. 2, p. 167-175, Apr. 2003.
80. URREA, Beatriz Eugenia Erazo. *Resistência ao cisalhamento na retenção mecânica ou química de "brackets" cerâmicos com cimento de ionômero de vidro ou compósito*. 1993. 105p. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio de Janeiro.
81. 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*, St. Louis, v. 96, n. 6, p. 514-518, Dec. 1989.
82. VIAZIS, A. D., DELONG, R., BEVIS, R. R., RUDNEY, J. D., PINTADO, M. R. Enamel abrasion from ceramic orthodontic brackets under an artificial oral environment. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 98, n. 2, p. 103-109, Aug. 1990a.
83. 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*, St. Louis, v. 98, n. 3, p. 214-221, Sept. 1990b.
84. 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*, St. Louis, v. 103, n. 6, p. 537-544, June 1993.
85. WAINWRIGHT WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 64, n. 3, p. 278-302, Sept. 1973.
86. WANG W. N., MENG, C. L., TARNG, T. H. Bond strength: a comparison between chemical coated and mechanical interlock bases of ceramic and metal brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, St. Louis, v. 111, n. 4, p. 374-381, Apr. 1997.
87. WATANABE, M., HASE, T., IMAI, Y. Change in the bisphenol A content in a polycarbonate orthodontic bracket and its leaching characteristics in water. *Dent Mater J*, Japan, v. 20, n.4, p. 353-358, Dec. 2001.

9 - APÊNDICE

APÊNDICE A – Medição da largura, altura e profundidade dos *slots* dos bráquetes *Clarity* (cer/aço), *Luxi II* (cer/ouro), *Transcend 6000* (cer), *Elation* (polic/aço), *Spirit MB* (polic/cer/aço) e *Blonde* (polic).

Qtid. bkt	CLARITY (cerâmico / slot aço)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD	Altura CI	Profund.	Largura MD	Altura CI	Profund.
1	3,599	0,568	0,710	3,590	0,570	0,715
2	3,566	0,570	0,716	3,568	0,566	0,710
3	3,597	0,569	0,718	3,595	0,568	0,716
4	3,568	0,570	0,711	3,565	0,570	0,715
5	3,570	0,569	0,719	3,569	0,568	0,719
6	3,577	0,569	0,718	3,570	0,569	0,719
7	3,585	0,568	0,716	3,580	0,566	0,714
8	3,564	0,567	0,715	3,570	0,569	0,717
9	3,598	0,568	0,719	3,560	0,569	0,717
10	3,591	0,566	0,714	3,597	0,567	0,714

Qtid. bkt	LUXI II (cerâmico / slot ouro)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD	Altura CI	Profund.	Largura MD	Altura CI	Profund.
1	3,680	0,565	0,715	3,678	0,565	0,713
2	3,631	0,563	0,718	3,640	0,560	0,719
3	3,673	0,569	0,710	3,670	0,570	0,712
4	3,655	0,568	0,718	3,655	0,565	0,715
5	3,664	0,570	0,710	3,663	0,568	0,710
6	3,667	0,569	0,701	3,665	0,570	0,708
7	3,640	0,571	0,702	3,635	0,570	0,704
8	3,661	0,569	0,707	3,660	0,567	0,703
9	3,621	0,565	0,713	3,620	0,563	0,715
10	3,665	0,568	0,717	3,665	0,570	0,718

Qtid. bkt	TRANSCEND (cerâmico puro)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD	Altura CI	Profund.	Largura MD	Altura CI	Profund.
1	3,570	0,570	0,719	3,575	0,570	0,718
2	3,576	0,566	0,718	3,573	0,568	0,718
3	3,574	0,569	0,710	3,574	0,570	0,715
4	3,570	0,570	0,719	3,572	0,569	0,717
5	3,572	0,568	0,717	3,571	0,567	0,718
6	3,570	0,565	0,718	3,570	0,566	0,716
7	3,576	0,567	0,718	3,577	0,565	0,717
8	3,577	0,569	0,716	3,575	0,569	0,716
9	3,579	0,570	0,713	3,579	0,572	0,715
10	3,577	0,566	0,715	3,575	0,568	0,713

Qtid. bkt	ELATION (policarbonato / slot aço)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD (Base / Slot)	Altura CI	Profund.	Largura MD (Base / Slot)	Altura CI	Profund.
1	3,731 / 2,553	0,569	0,763	3,731 / 2,553	0,568	0,765
2	3,751 / 2,555	0,570	0,769	3,751 / 2,555	0,570	0,770
3	3,746 / 2,555	0,570	0,776	3,746 / 2,555	0,572	0,774
4	3,757 / 2,552	0,566	0,774	3,757 / 2,552	0,568	0,772
5	3,747 / 2,554	0,565	0,761	3,747 / 2,554	0,567	0,768
6	3,746 / 2,556	0,569	0,766	3,746 / 2,556	0,566	0,770
7	3,742 / 2,567	0,564	0,774	3,742 / 2,567	0,563	0,773
8	3,749 / 2,568	0,566	0,765	3,749 / 2,568	0,566	0,768
9	3,740 / 2,553	0,563	0,772	3,740 / 2,553	0,565	0,770
10	3,754 / 2,558	0,565	0,767	3,754 / 2,558	0,562	0,765

Qtid. bkt	SPIRIT MB (policarbonato + cerâmica / slot aço)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD	Altura CI	Profund.	Largura MD	Altura CI	Profund.
1	3,454	0,580	0,780	3,454	0,582	0,779
2	3,453	0,584	0,787	3,450	0,580	0,784
3	3,457	0,582	0,770	3,454	0,583	0,772
4	3,445	0,579	0,788	3,449	0,578	0,786
5	3,464	0,584	0,786	3,465	0,586	0,788
6	3,440	0,581	0,788	3,443	0,583	0,787
7	3,443	0,585	0,780	3,445	0,586	0,783
8	3,444	0,584	0,782	3,440	0,584	0,780
9	3,442	0,587	0,781	3,442	0,586	0,783
10	3,440	0,581	0,785	3,443	0,583	0,786

Qtid. bkt	BLONDE (policarbonato puro)					
	Primeira Medição (mm)			Segunda Medição (mm)		
	Largura MD	Altura CI	Profund.	Largura MD	Altura CI	Profund.
1	3,420	0,580	0,781	3,419	0,580	0,780
2	3,417	0,586	0,784	3,418	0,587	0,783
3	3,431	0,588	0,778	3,430	0,586	0,775
4	3,417	0,589	0,783	3,419	0,587	0,785
5	3,450	0,580	0,785	3,445	0,580	0,786
6	3,443	0,587	0,786	3,442	0,588	0,788
7	3,428	0,589	0,784	3,430	0,589	0,783
8	3,430	0,586	0,782	3,428	0,587	0,780
9	3,441	0,588	0,789	3,440	0,589	0,789
10	3,426	0,589	0,782	3,426	0,588	0,786