

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA

ENZO TETZNER

**AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FLEXURAIS
DE PINOS DE FIBRA ODONTOLÓGICOS**

VITÓRIA
2013

ENZO TETZNER

AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FLEXURAIS DE PINOS DE FIBRA ODONTOLÓGICOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para obtenção do Grau de Mestre em Clínica Odontológica.

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Selva Maria
Gonçalves Guerra

Co-orientadora: Prof.^a Dr.^a Jackeline
Coutinho Guimarães

VITÓRIA

2013

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

T349a Tetzner, Enzo, 1986-
Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibra
odontológicos / Enzo Tetzner. – 2013.
68 f. : il.

Orientadora: Selva Maria Gonçalves Guerra.
Coorientadora: Jackeline Coutinho Guimarães.
Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) –
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da
Saúde.

1. Materiais dentários. 2. Pinos dentários. 3. Matéria –
Propriedades. 4. Materiais - Testes. I. Guerra, Selva Maria
Gonçalves. II. Guimarães, Jackeline Coutinho. III. Universidade
Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV.
Título.


CDU: 616.314

ENZO TETZNER

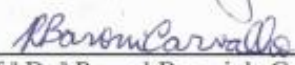
AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FLEXURAIS DE PINOS DE FIBRA ODONTOLÓGICOS

A Comissão que examinou a Dissertação de Mestrado intitulada “Avaliação das Propriedades Flexurais de Pinos de Fibra Odontológicos” elaborada, apresentada e defendida publicamente por Enzo Tetzner, no dia 22 de abril de 2013, decidiu aprovar a referida Dissertação, habilitando o candidato a obter o título de **MESTRE EM CLÍNICA ODONTOLÓGICA**, do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo.

Vitória-ES, 22 de abril de 2013.



Prof.^a Dr.^a Selva Maria Gonçalves Guerra (Orientadora) – UFES



Prof.^a Dr.^a Raquel Baroni de Carvalho (Examinador Interno) - UFES



Prof. Dr. Gustavo Oliveira Dos Santos (Examinador Externo) – UFF

"Simplicidade é um conceito que nos remete ao estado mais puro da realidade. Talvez seja por isso que as pessoas simples sejam mestras em alcançar a felicidade com poucos recursos."

(Pe. Fábio de Melo)

Dedico esta dissertação a todos que me apoiaram ao longo deste período, em especial a minha família e amigos.

Agradecimentos

A Deus, presença constante em meu coração, por ter iluminado meu caminho para que pudesse concluir mais uma etapa da minha vida.

À minha esposa, Liliany, pelo amor puro e infinito, pelo imenso carinho e pelos conselhos que colaboraram para meu crescimento pessoal. Sem sua cumplicidade este trabalho não existiria. Muito obrigado por existir na minha vida. Amo-te mais que tudo.

Aos meus pais, Armando e Sonia, o meu eterno agradecimento pelo imenso amor incondicional, pela minha formação moral, religiosa e pelos inúmeros sacrifícios realizados ao longo da minha vida para que eu pudesse realizar sonhos como este, a concretização de um Mestrado. Vocês são os maiores exemplos de força, coragem e amor. Amo vocês demais.

A toda minha família, em especial aos meus avós Rodolpho e Ivani, Martinho (*in memoriam*) e Emília (*in memoriam*), e minha irmã Carolina que sempre cuidaram de mim e me apoiaram ao longo da minha vida com muito amor e carinho.

À professora, orientadora e coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Selva Maria Gonçalves Guerra, por seu apoio e inspiração no amadurecimento dos meus conhecimentos e conceitos que me levaram a execução e conclusão desta dissertação.

À professora Jackeline Coutinho Guimarães, por toda a compreensão e ajuda nos momentos mais difíceis. Muito obrigado pelo apoio, sem você eu não teria concluído o Mestrado.

À professora Raquel Baroni pelas palavras de incentivo e ajuda para com a minha dissertação.

Ao professor Gustavo Oliveira dos Santos por toda atenção e grande amizade na finalização do curso e também pelo grande apoio a minha dissertação.

Ao professor Raphael Monte Alto, pela amizade e pelo imenso apoio para a concretização da dissertação e do Mestrado.

Ao professor Glauco Rangel Zanetti, pelo exemplo, amizade e inúmeros ensinamentos que colaboraram, e muito, para minhas escolhas e aprendizados na minha caminhada profissional.

Ao cirurgião-dentista Danilo Xavier Moreira, pelo imenso coração, imensa amizade e disponibilidade para o meu crescimento pessoal e profissional. Graças ao seu incentivo, iniciei este curso. Muito obrigado mestre.

Ao professor Eduardo Batitucci, pelos conselhos, incentivo e apoio prestado desde a minha graduação até o Mestrado.

Ao professor Ricardo Carvalhaes Fraga, pela permissão e apoio para a realização das atividades na Universidade Federal Fluminense (UFF).

Ao professor Rafael Yague Ballester pela permissão para a realização das atividades na Universidade de São Paulo (USP).

Ao técnico do Departamento de Biomateriais da Faculdade de Odontologia da USP Antônio Lascalela pela enorme colaboração na realização da minha dissertação.

Às colegas do curso de Mestrado, pela ajuda e companheirismo na realização de todas as atividades ao longo do curso.

Aos professores e funcionários da Universidade Federal do Espírito Santo, pela colaboração com o desenvolvimento do curso.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, pelos ensinamentos e pelo meu crescimento profissional.

Ao secretário do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da UFES Igor da Silva Erler, pela pronta disponibilidade e atenção para com todas as minhas necessidades administrativas ao longo do curso. Muito obrigado.

Aos professores e funcionários da Universidade Federal Fluminense, pela colaboração com as minhas atividades clínicas.

Ao cirurgião-dentista Vittorio Moraschini Filho, pelo grande incentivo e colaboração com meu mestrado.

À cirurgiã-dentista Priscilla Pessin Coppo pela pronta disponibilidade as minhas necessidades e colaboração na concretização da minha dissertação.

Ao Capitão-de-Mar-e-Guerra Marco Ismael Trovão de Oliveira, pela grande amizade, incentivo e ajuda para a realização das minhas atividades para a finalização do curso de Mestrado.

A todos meus amigos de profissão, Vitor Leonardo Bride Moreira, Vitor Lovo Campostrini, Túlio Bonna Pignaton, Pedro Emmerich Oliveira, André Hortolani Assunção, Pietry dy Tarso Inã Alves Malaquias, Julia Emmery, Pollyanna Pazolini, Marcelo Celin, Lucas Campagnaro, Ricardo Huver e Luiz Thiago Pereira, por toda a amizade, alegria, ajuda, ensinamentos e companheirismo ao longo da vida profissional e pessoal.

TETZNER, Enzo. **Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibra odontológicos**. 2013. 68 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.

RESUMO

O objetivo deste estudo é avaliar a resistência flexural (S) e o módulo flexural (E) de três marcas comerciais de pinos de fibra, além de verificar a influência da relação distância entre apoios/diâmetro do pino sobre os valores das propriedades de uma marca comercial por meio de testes de flexão de três pontos. Os grupos estudados foram de pinos de fibra de quartzo (Grupo 1), pinos de fibra de carbono (Grupo 2) e pinos de fibra de vidro (Grupos 3 e 4). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal INSTRON 5565[®] de acordo com as especificações da norma ASTM D2344/D2344M. Após os testes, encontraram-se os seguintes resultados: S de $884,32 \pm 45,38_C$ MPa para o Grupo 1; $567,47 \pm 36,03_A$ para o Grupo 2, $575,98 \pm 44,70_A$ MPa para o grupo 3 e $719,19 \pm 75,82_B$ MPa para o Grupo 4; e E de $15,48 \pm 1,72_B$ GPa para o Grupo 1, $9,44 \pm 1,18_A$ GPa para o Grupo 2, $8,83 \pm 2,33_A$ GPa para o Grupo 3 e $17,20 \pm 2,67_B$ GPa para o Grupo 4. Concluiu-se que os pinos de fibra de quartzo apresentaram propriedades superiores em relação aos pinos de fibra de carbono e de vidro, submetidos à mesma norma nos ensaios. E que o grupo de pinos de fibra de vidro, com a relação distância entre apoios/diâmetro menor, apresentou maior carga máxima e menores resistência flexural e módulo flexural em relação ao grupo de pinos de fibra de vidro com a relação distância entre apoios/diâmetro maior.

Palavras-chave: materiais dentários, pinos dentários, propriedades físicas, teste de materiais.

TETZNER, Enzo. **Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibra odontológicos**. 2013. 68 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória.

ABSTRACT

The present study aims to assess the flexural strengths (S) and flexural moduli (E) of 3 commercial fiber post brands. An additional aim is to test the effect of the distance between supports/post diameter ratio on the properties of a commercial brand with the 3-point bending test. The following groups were studied: quartz fiber posts (Group 1); carbon fiber posts (Group 2); and fiberglass posts (Groups 3 and 4). The tests were conducted on an INSTRON 5565[®] universal testing machine according to the specifications of the ASTM D2344/D2344M standard. The following results were obtained from the tests: the S values were $884.32 \pm 45.38_C$ MPa, $567.47 \pm 36.03_A$, $575.98 \pm 44.70_A$ MPa and $719.19 \pm 75.82_B$ MPa for Groups 1, 2, 3 and 4, respectively, and the E values were $15.48 \pm 1.72_B$ GPa, 9.44 GPa $\pm 1.18_A$ GPa, $8.83 \pm 2.33_A$ GPa and $17.20 \pm 2.67_B$ GPa for Groups 1, 2, 3 and 4, respectively. We conclude that, under the same test standard, quartz fiber posts have better properties than carbon fiber and fiberglass posts. Additionally, the fiberglass post group with the lower distance between supports/post diameter ratio had a greater maximum load, less flexural strength and a lower flexural modulus than the fiberglass post group with a higher ratio.

Keywords: dental materials; dental posts; physical properties; materials testing.

SUMÁRIO

1 APRESENTAÇÃO GERAL	13
2 ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS).....	21
2.1 RESUMO	22
2.2 INTRODUÇÃO.....	23
2.3 MATERIAIS E MÉTODOS	24
2.4 RESULTADOS.....	26
2.5 DISCUSSÃO.....	28
2.6 REFERÊNCIAS.....	31
3 REFERÊNCIAS GERAIS.....	34
ANEXOS	40
ANEXO A.....	40
ANEXO B.....	46
APÊNDICE	54

1 APRESENTAÇÃO GERAL

A reabilitação de dentes com tratamento endodôntico ainda representa um desafio na Odontologia, pois esses dentes apresentam um maior número de falhas biomecânicas em comparação aos dentes vitais com destaque para a fratura radicular, tipo de falha de pobre prognóstico e que geralmente ocorre após a colocação de pinos intraradiculares (MAZZOCCATO *et al.*, 2006; LERTCHIRAKAM *et al.*, 2003; MACCARI *et al.*, 2003; CHRISTENSEN, 1998).

As complicações técnicas encontradas na reabilitação dos dentes com tratamento endodôntico são alvo de investigação há décadas e elas são determinadas, principalmente, pelas alterações das propriedades biomecânicas do tecido dentinário, geralmente em função da perda da integridade dental (DIETSCHI *et al.*, 2007; MACCARI *et al.*, 2003; SORENSEN e MARTINOFF, 1984). Sendo assim, essas alterações apresentam-se como um verdadeiro desafio para a reabilitação funcional adequada e, por essa razão, os estudos com os materiais restauradores têm-se direcionado para o alcance de avanços nas suas propriedades mecânicas, na tentativa de mimetizar o órgão dental (SOUZA, 2012; CHRISTENSEN, 1998).

Os dentes com tratamento endodôntico e com cavidades extensas, ou com grande destruição coronária, são casos clínicos que necessitam de um pino intra-radicular e um núcleo que funcionem como retentores de um trabalho protético subsequente, como uma coroa total (CHUANG *et al.*, 2010; D'ARCANGELO *et al.*, 2007; LASSILA *et al.*, 2004). Para a execução de tal tratamento, deve-se conhecer a estrutura radicular interna e externa para poder selecionar o melhor sistema de pinos, maximizando a retenção do pino, minimizando a possibilidade de fratura radicular e promovendo harmonia entre a forma, a função e a resistência do dente (KHAN, 1991).

Os fatores que influenciam na seleção dos pinos intraradiculares são inúmeros: anatomia dentária, quantidade de estrutura dentária coronal, comprimento radicular,

largura da raiz, configuração do canal, desenho do pino, material do pino, retenção do núcleo, material da coroa, agente cimentante, capacidade de adesão, compatibilidade dos materiais, reversibilidade do tratamento e estética (MAZARO *et al.*, 2006). Dentre os materiais utilizados cabe ressaltar as ligas metálicas, uma vez que pinos e núcleos metálicos fundidos foram os primeiros materiais utilizados, a única alternativa para reter uma coroa durante vários anos e já foram considerados como tratamento padrão (SCHWARTZ e ROBBINS, 2004; BROWN e HICKS, 2003; CHRISTENSEN, 1998).

Entretanto, o sucesso dos tratamentos com pinos metálicos vem sendo questionado na literatura há mais de uma década e uma observação resume e enfatiza tal questionamento: diferentes metais e ligas exibem uma gama de propriedades mecânicas, mas todos têm em comum os valores de módulos de elasticidade maiores do que os da dentina, o que resulta na desigual distribuição e consequente concentração de tensões na dentina levando a maior possibilidade de fratura da raiz (STEWARDSON *et al.*, 2010; LASSILA *et al.*, 2004).

A partir da década de 90, vários sistemas de pinos pré-fabricados de fibra têm sido desenvolvidos procurando sanar as dificuldades clínicas e preencher os requisitos funcionais e estéticos desejáveis (MAZARO *et al.*, 2006). Uma hipótese bem aceita na comunidade científica como principal vantagem dos sistemas de pinos de fibra é que eles são menos rígidos que os pinos metálicos, possuem propriedades mecânicas próximas às da dentina e, com isso, podem formar uma unidade homogênea com a raiz circundante (DEJAK e MLOTKOWSKI, 2011; CHUANG *et al.*, 2010; LASSILA *et al.*, 2004; PEGORETTI *et al.*, 2002). O reflexo dessa vantagem na prática clínica é a redução da incidência da fratura radicular (STEWARDSON *et al.*, 2010; LASSILA *et al.*, 2004).

A hipótese descrita como grande vantagem dos pinos de fibra ainda necessita de evidências satisfatórias e, dessa forma, Plotino *et al.* (2007) avaliaram e compararam os valores das propriedades flexurais de pinos, de 6 diferentes marcas comerciais, com aqueles obtidos a partir de barras de dentina radicular de pré-molares superiores. Após

os testes de flexão de 3 pontos, segundo a ISO 178, encontrou-se um valor de 17,5 GPa para o módulo flexural da dentina e de 212,9 MPa para a resistência flexural. Enquanto que Ko *et al.* (1992) encontraram o valor de 18,6 GPa para o módulo da dentina e segundo Carter *et al.* (1993), o módulo da dentina é aproximadamente de 13 GPa. No estudo de Plotino *et al.* (2007), foi constatada uma diferença estatisticamente significativa entre as amostras de dentina e todos os outros grupos de pinos. Foi possível concluir que os pinos de fibra possuem propriedades mecânicas com valores superiores às da dentina, porém mais próximos quando comparados aos pinos metálicos que possuem valores muito elevados.

Os pinos de fibra possuem outras vantagens, como a elevada resistência, possibilidade de transmissão de luz, qualidade estética superior, ausência de corrosão, possibilidade de cimentação em sessão única e fácil reparo (HATTORI *et al.*, 2010; MAZARO *et al.*, 2006; QUINTAS *et al.*, 2000; NASH, 1998). Os pinos de fibra não possuem somente vantagens, pois a radiopacidade reduzida, por exemplo, ainda é uma desvantagem considerável. Com isso, Novais *et al.* (2009) avaliaram as possíveis modificações nas propriedades mecânicas de pino experimental reforçado por aço inoxidável, com o intuito de promover uma radiopacidade adequada para uma boa visualização através do exame radiográfico. Além dos pinos experimentais, a amostra foi constituída de outros 4 grupos comerciais. Todos os pinos foram submetidos ao ensaio de flexão de 3 pontos, segundo a ISO 10477. Após análise dos resultados, conclui-se que o reforço com metal não provocou modificações nas propriedades do pino de fibra de vidro experimental, os pinos de fibra de carbono apresentaram valores superiores das propriedades estudadas em comparação aos pinos de fibra de vidro e que os baixos valores de módulo flexural encontrados podem ser explicados pela influência dos diâmetros reduzidos dos pinos.

Apesar das inúmeras vantagens relatadas para os pinos de fibra, ainda não há um consenso sobre qual é o melhor material para reabilitação de dentes com tratamento endodôntico (DIESTSCHI *et al.* (2008). Um dos motivos da persistência dessa dúvida é que a literatura, entretanto, ainda não apresenta níveis satisfatórios de evidências

(COPPO, 2010). Além disso, muitas avaliações sobre as propriedades mecânicas dos materiais restauradores podem ser questionáveis, pois alguns parâmetros mecânicos podem ser obtidos através de uma metodologia inadequada (STEWARDSON *et al.*, 2010; SOARES *et al.*, 2010).

Outra observação pertinente que corrobora com a dúvida é que existe um grande número de pinos endodônticos no mercado e que pinos de fibra um mesmo material possuem propriedades diferentes de acordo com seus fabricantes (STEWARDSON *et al.*, 2010). Além disso, muitos resultados de estudos com pinos de fibra não são confiáveis devido às grandes diferenças no tipo de matriz de resina e no tipo das fibras dos pinos utilizados nas publicações existentes, isto porque as propriedades mecânicas dos pinos são dependentes de inúmeros fatores, como sua arquitetura, a geometria das fibras, os componentes da matriz resinosa, a proporção fibra/matriz e a aderência entre as fibras e a matriz (KIM *et al.*, 2011).

Em função dessa observação, Kim *et al.* (2011) avaliaram a influência da proporção fibra/matriz sobre as propriedades flexurais dos pinos através de testes de flexão de 3 pontos, sem descrição da norma utilizada, em pinos experimentais e comerciais. Após a análise dos resultados, concluíram que o aumento da proporção fibra/matriz resulta em valores superiores da resistência flexural e módulo flexural para os pinos de fibra.

Cheleux e Sharrock (2009) também avaliaram a correlação entre as propriedades flexurais e a densidade de fibras dos pinos. Cinco diferentes marcas comerciais foram submetidas ao teste de flexão de 3 pontos, segundo a ISO 14125. Os parâmetros físicos incluindo o volume de fibras, o índice de dispersão e o número de coordenação das fibras foram analisados por imagem a partir das micrografias e correlacionadas com as propriedades mecânicas. Após análise estatística dos resultados, conclui-se que há fraca correlação entre a densidade de fibras e as propriedades mecânicas, como a resistência flexural e o módulo flexural e, dentre todos os grupos, os pinos Aestheti-plus demonstraram a melhor integridade estrutural sob as tensões aplicadas nos ensaios mecânicos.

Mazzocato *et al.* (2006) também encontraram resultados condizentes com a boa integridade dos pinos de fibra quartzo Aestheti-plus observada por Cheleux e Sharrock (2009). O estudo de Mazzocato *et al.* (2006) se propôs a determinar os valores de resistência flexural e módulo flexural de 7 marcas comerciais de pinos através da flexão de 3 pontos, segundo a ISO 178. Conforme as condições experimentais da pesquisa, conclui-se que não houve diferença estatística significativa em relação ao módulo flexural entre os grupos testados, porém a resistência flexural os pinos Aestheti-plus apresentou um valor superior considerável.

Além da proporção fibra/matriz, outro fator relacionado às propriedades mecânicas dos pinos foi estudado por Hattori *et al.* (2010): a direção das fibras. O estudo avaliou a correlação entre a direção das fibras dos pinos, uni ou bidirecionais, com suas propriedades através de flexão de 3 pontos, segundo a ISO 10477. Para os testes, utilizaram-se 2 marcas comerciais de pinos de fibra de vidro com fibras unidirecionais e 1 marca bidirecional. Após os resultados encontrados, conclui-se que não houve influência da direção das fibras sobre as propriedades flexurais.

Chieruzzi *et al.* (2012) também avaliaram a correlação entre as propriedades flexurais dos pinos e a morfologia intrínseca dos pinos (direção, quantidade, diâmetro e adesão da matriz às fibras) através de testes de flexão de 3 pontos e de compressão associados à análise microscópica. Após análise dos resultados, conclui-se que as propriedades de compressão possuem valores inferiores às propriedades flexurais, a quantidade e a adesão da matriz às fibras, quando reduzidas, podem ser responsáveis pela diminuição das propriedades mecânicas e que pinos com menor proporção comprimento/diâmetro possuem os valores reduzidos das propriedades flexurais.

A busca pela otimização da cimentação também é outra preocupação no desenvolvimento dos pinos. Motivados por esta possível melhoria, D'Arcangelo *et al.* (2007) avaliaram a influência de diferentes tratamentos de superfície nos pinos, como a silanização, condicionamento com ácido fluorídrico e jateamento com óxido de

alumínio, sobre suas propriedades mecânicas. Ao final da realização dos ensaios em 3 grupos de pinos, foi possível observar que não houve diferenças significativas na resistência flexural e no módulo flexural entre os pinos com tratamento de superfície e os pinos dos grupos controles. O jateamento mostrou-se o tratamento mais eficiente para exposição de uma superfície áspera no pino e conclui-se que os tratamentos de superfície não alteram as propriedades flexurais dos pinos e podem promover a otimização da cimentação dos mesmos.

A avaliação da influência das condições do meio bucal sobre o pino também devem ser objeto de estudo para um maior conhecimento das reais propriedades dos pinos após a cimentação no dente. Stewardson *et al.* (2010) avaliaram a influência da termociclagem e do armazenamento condicionado a 37,8 °C, simulando a temperatura corporal humana, sobre diferentes pinos. Os pinos foram submetidos aos testes de flexão de 3 pontos, segundo a ISO 3597-2. Após os testes, observou-se que a termociclagem e o armazenamento promovem uma pequena diminuição na média do módulo flexural e da resistência flexural para todos os grupos de pinos testados, entretanto é duvidoso afirmar que existirá efeito deletério sobre o desempenho clínico dos pinos.

Outra influência das condições do meio bucal a ser analisada são as reais dimensões, comprimento e diâmetro, do pino quando fixado no conduto radicular e as propriedades mecânicas pertinentes a estas dimensões. Grande *et al.* (2009) avaliaram se a diminuição da proporção comprimento/diâmetro do pino, através da redução na distância entre apoios na realização dos testes, resulta na alteração das propriedades mecânicas dos pinos. Além disso, avaliou-se também a influência da modificação personalizada da anatomia dos pinos sobre suas propriedades. Na comparação entre todos os grupos, apenas o grupo de pinos testados com uma distância entre apoios reduzida foi estatisticamente diferente de todos os outros grupos, pois apresentou valores de resistência flexural e de módulo flexural baixos. Pode concluir-se que as propriedades mecânicas de um pino com anatomia modificada não foram afetados pelo processo de modificação personalizada e que a proporção reduzida entre o comprimento e o diâmetro altera as propriedades mecânicas de um pino.

Stewardson *et al.* (2010) também avaliaram a influência da relação distância entre apoios/diâmetro sobre as propriedades flexurais dos pinos. O estudo avaliou diferentes grupos de pinos submetidos a 3 diferentes distâncias entre apoios (16 mm, 32 mm e 64 mm) no ensaio de flexão de três pontos, segundo a ISO 3597-2. Os resultados mostraram valores inferiores, estatisticamente significantes, do módulo flexural para todos os pinos de fibra submetidos a distância de 16 mm e, com isso, foi possível observar que resultados confiáveis para as propriedades flexurais dos pinos somente serão alcançados nos testes se os corpos de prova possuírem uma proporção comprimento/diâmetro adequada à norma utilizada nos ensaios.

Soares *et al.* (2010) observaram que a distância entre apoios é um dos principais fatores que não são respeitados, de acordo com a norma referenciada, pelos autores. Com isso, o teste de flexão de 3 pontos tem sido utilizado de forma duvidosa para avaliação de espécimes pequenos, como os pinos odontológicos e, dessa forma, os resultados são afetados significativamente. A partir dessa observação, Soares *et al.* (2010) avaliaram 5 diferentes pinos submetidos a norma ASTM D2344/D2344M (Anexo B) preconizada para corpos de prova de dimensões reduzidas. Conclui-se que os pinos de fibra possuem boa resistência flexural e que a norma utilizada propiciou resultados confiáveis.

Sendo assim, diante dos inúmeros fatores que contribuem para a falta de consenso sobre as propriedades flexurais dos sistemas de pinos, se torna evidente que mais estudos, com informações fidedignas, são necessários para o alcance de níveis satisfatórios de evidências. Diante do posto, o objetivo deste estudo é avaliar a resistência flexural e o módulo flexural de três marcas comerciais de pinos de fibra, além de verificar a influência da relação distância entre apoios/diâmetro do pino sobre os valores das propriedades de uma marca comercial por meio de testes de flexão de três pontos.

Esta forma de apresentação da dissertação foi escrita de acordo com o Regimento Interno do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Universidade Federal do Espírito Santo.

Este trabalho foi redigido em formato de artigo científico, em conformidade com as normas da Revista Brazilian Dental Journal (Anexo A). O artigo na versão em português apresenta-se escrito de acordo com as normas da referida revista, porém as figuras e tabelas foram inseridas no decorrer do texto. No artigo na versão em inglês (Apêndice), as normas da revista foram respeitadas em sua totalidade.

2 ARTIGO (VERSÃO EM PORTUGUÊS)^Δ**Título:** Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibra odontológicos**Título curto:** Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibraEnzo Tetzner^{1*}, Jackeline Coutinho Guimarães², Selva Maria Gonçalves Guerra²¹*Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, ES, Brasil*²*Departamento de Prótese Dentária, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, ES, Brasil***Artigo original****Palavras-chave:** materiais dentários, pinos dentários, propriedades físicas, teste de materiais.

*Correspondência:

Enzo Tetzner
Odontoclínica Central da Marinha, Complexo do 1º Distrito Naval
Praça Barão de Ladário, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.
CEP 20091-000
Telefone: (21) 2104-6606
Fax: (21) 2104-6614
E-mail: enzotetzner@hotmail.com

^Δ Artigo escrito nas normas da Revista Brazilian Dental Journal

Avaliação das propriedades flexurais de pinos de fibra odontológicos

2.1 RESUMO

O objetivo deste estudo é avaliar a resistência flexural (S) e o módulo flexural (E) de três marcas comerciais de pinos de fibra, além de verificar a influência da relação distância entre apoios/diâmetro do pino sobre os valores das propriedades de uma marca comercial por meio de testes de flexão de três pontos. Os grupos estudados foram de pinos de fibra de quartzo (Grupo 1), pinos de fibra de carbono (Grupo 2) e pinos de fibra de vidro (Grupos 3 e 4). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal INSTRON 5565[®] de acordo com as especificações da norma ASTM D2344/D2344M. Após os testes, encontraram-se os seguintes resultados: S de $884,32 \pm 45,38_C$ MPa para o Grupo 1; $567,47 \pm 36,03_A$ para o Grupo 2, $575,98 \pm 44,70_A$ MPa para o grupo 3 e $719,19 \pm 75,82_B$ MPa para o Grupo 4; e E de $15,48 \pm 1,72_B$ GPa para o Grupo 1, $9,44 \pm 1,18_A$ GPa para o Grupo 2, $8,83 \pm 2,33_A$ GPa para o Grupo 3 e $17,20 \pm 2,67_B$ GPa para o Grupo 4. Conclui-se que os pinos de fibra de quartzo apresentaram propriedades superiores em relação aos pinos de fibra de carbono e de vidro, submetidos à mesma norma nos ensaios. E que o grupo de pinos de fibra de vidro, com a relação distância entre apoios/diâmetro menor, apresentou maior carga máxima e menores resistência flexural e módulo flexural em relação ao grupo de pinos de fibra de vidro com a relação distância entre apoios/diâmetro maior.

2.2 INTRODUÇÃO

A reabilitação de dentes com tratamento endodôntico ainda representa um desafio na Odontologia, pois estes dentes apresentam um maior número de falhas biomecânicas, com destaque para a fratura radicular, em comparação com os dentes vitais (1-4). Por esta razão, os estudos com os materiais restauradores têm-se direcionado para o alcance de avanços nas suas propriedades mecânicas, na tentativa de mimetizar o órgão dental (4).

Os dentes com tratamento endodôntico e com cavidades extensas, ou com grande destruição coronária, são casos clínicos que necessitam de um pino intra-radicular e um núcleo que funcionem como retentores de um trabalho protético subsequente, como uma coroa total (5,6). Dentre os materiais utilizados para pinos intra-radulares, cabe ressaltar as ligas metálicas, uma vez que pinos e núcleos metálicos fundidos já foram considerados como tratamento padrão (4,7,8). Entretanto, todos os metais e ligas apresentam valores de módulos de elasticidade maiores do que os da dentina, o que resulta na desigual distribuição de tensões e conseqüente maior possibilidade de fratura da raiz (6,9).

A partir da década de 90, vários sistemas de pinos pré-fabricados de fibra têm sido desenvolvidos procurando sanar as dificuldades clínicas e preencher os requisitos funcionais e estéticos desejáveis (10). Uma hipótese bem aceita na comunidade científica como principal vantagem desses sistemas são as propriedades mecânicas próximas às da dentina e, com isso, o pino pode formar uma unidade homogênea com a raiz circundante (6) Entretanto, esta hipótese ainda necessita de evidências satisfatórias (11). Outras vantagens dos pinos de fibra são a elevada resistência, possibilidade de transmissão de luz, qualidade estética superior, ausência de corrosão e possibilidade de cimentação em sessão única (10,12).

Apesar das inúmeras vantagens relatadas para os pinos de fibra, ainda não há um consenso sobre qual é o melhor material de fibra para reabilitação de dentes com tratamento endodôntico (13). Os motivos da persistência dessa dúvida são a ausência de níveis satisfatórios de evidências na literatura, a obtenção de parâmetros mecânicos equivocados devido à utilização de metodologias inadequadas e a existência de um grande número pinos de fibra de um mesmo material com propriedades mecânicas diferentes (14,15). Além disso, as propriedades mecânicas dos pinos são dependentes de inúmeros fatores, como sua arquitetura, a geometria das fibras, os componentes da matriz resinosa, a proporção entre fibra e matriz e a aderência entre as fibras e a matriz (6,12,16-18)

A avaliação da influência das condições do meio bucal sobre o pino também deve ser objeto de estudo para um maior conhecimento das reais propriedades dos pinos após a cimentação no dente, pois observou-se que a termociclagem e o armazenamento, simulando a temperatura corporal humana, promovem uma pequena diminuição nos valores das propriedades mecânicas (9). Outra questão que necessita de esclarecimento é a influência das reais dimensões, comprimento e diâmetro, do pino quando cimentado no dente, pois acredita-se que pinos com menor proporção comprimento/diâmetro possuem valores reduzidos das propriedades flexurais (14,16,19,20). A distância entre apoios, relacionada ao comprimento do pino, nos ensaios mecânicos é um dos principais fatores que possivelmente não são respeitados de acordo com a norma referenciada pelos autores. Com isso, o teste de flexão de 3 pontos tem sido utilizado de forma duvidosa para avaliação de espécimes pequenos como os pinos odontológicos e, dessa forma, os resultados são afetados significativamente (14,15).

Sendo assim, diante dos inúmeros fatores que contribuem para a falta de consenso sobre as propriedades flexurais dos sistemas de pinos, se torna evidente que mais estudos, com informações fidedignas, são necessários para o alcance de níveis satisfatórios de evidências. Diante do posto, o objetivo deste estudo é avaliar a resistência flexural e o módulo flexural de três marcas comerciais de pinos de fibra, além de verificar a influência da relação distância entre apoios/diâmetro do pino sobre os valores das propriedades de uma marca comercial por meio de testes de flexão de três pontos. As hipóteses nulas formuladas é que não serão encontradas diferenças nas propriedades flexurais entre os pinos com diferentes tipos de fibras e que não serão encontrados diferenças nas propriedades flexurais entre os pinos submetidos a diferentes distâncias entre apoios nos testes.

2.3 MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra utilizada neste estudo foi constituída de 40 pinos de fibra divididos em 4 grupos, com 10 espécimes cada, de 3 diferentes marcas comerciais de pinos de fibra (Figura 1). A seleção dos pinos ocorreu em virtude da adequação da geometria dos pinos à norma preconizada por este estudo. Os grupos dos pinos selecionados, além dos respectivos fabricantes, as composições segundo informações dos fabricantes, as geometrias e os diâmetros são descritos na Tabela 1.

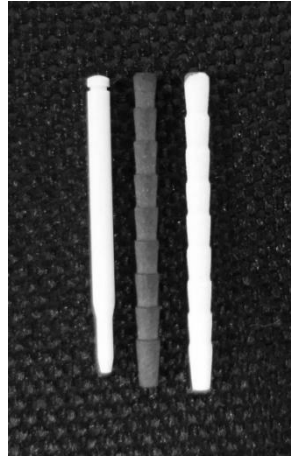


Figura 1. Exemplos dos pinos de fibra testados neste estudo. Da esquerda para direita: Aestheti-plus (Grupo 1), Reforpost fibra de carbono (Grupo 2), Reforpost fibra de vidro (Grupos 3 e 4).

Tabela 1. Dados do pinos de fibra testados neste estudo.

Grupos	Marcas Comercias	Fabricante	Composição (informações do fabricante)	Geometria	Diâmetro
1	Aestheti-plus	Bisco, Schaumburg, Illinois, U.S.A	Fibra de quartzo: 60% Resina epóxi: 40%	Cilíndrico- cônico	1,4 mm
2	Reforpost fibra de carbono	Angelus, Londrina, Paraná, Brasil	Fibra de carbono: 79% Resina epóxi: 21%	Cilíndrico serrilhado	1,5mm
3 e 4	Reforpost fibra de vidro	Angelus, Londrina, Paraná, Brasil	Fibra de vidro: 80% Resina epóxi: 20%	Cilíndrico serrilhado	1,5 mm

Todos os pinos, constituintes da amostra deste estudo, foram submetidos aos ensaios mecânicos de flexão de três pontos (Figura 2) em uma máquina de ensaios universais INSTRON 5565® (Instron, Norwood, Massachusetts, USA). Todos os testes foram realizados sob temperatura ambiente e umidade ambiente. Os pinos dos Grupos 1, 2 e 3 foram submetidos aos testes de realizado de acordo com a norma ASTM D2344/D2344M (21), que preconiza a aplicação da carga sobre os pinos sob ângulo de carregamento de 90°, distância entre apoios de quatro vezes o diâmetro do pino (Grupo 1: distância entre apoios de 5,6 mm; Grupo 2: distância de 6,0 mm e Grupo 3:

distância de 6,0 mm), comprimento mínimo do pino de seis vezes o seu diâmetro e uma velocidade de 1,0 mm/minuto até o momento de fratura do pino.

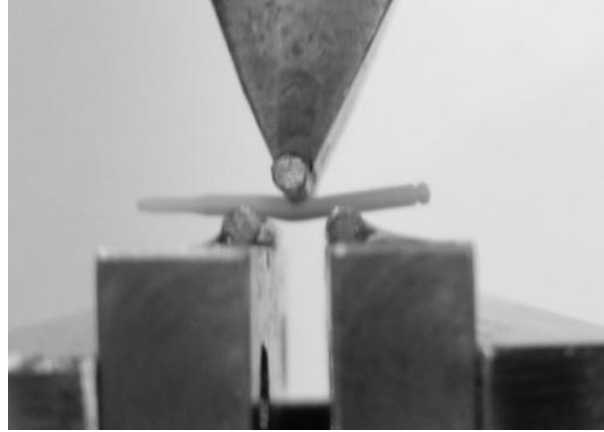


Figura 1. Exemplo dos testes de flexão de 3 pontos realizados pelo presente estudo.

Como a norma utilizada pelo presente estudo preconiza pinos de geometria uniforme e os pinos de fibra de carbono (Grupo 2) e fibra de vidro (Grupo 3 e 4) utilizados possuem geometria cilíndrica serrilhada posicionou-se, de forma justo-posta, as secções de maior diâmetro (1,5 mm) do pino nos 3 apoios do dispositivo do ensaio. Para a realização do teste do Grupo 4, a distância entre apoios foi de 10 mm e a seleção desta distância ocorreu em função da grande quantidade de estudos publicados com este parâmetro, independente da norma utilizada (5,11,17,19,20).

O módulo de elasticidade em flexão ou módulo flexural (E) e a resistência à flexão ou resistência flexural (S) foram calculados segundo as seguintes equações (22): $S = 8 \times F_{\max} \times l / \pi \times d^3$; e $E = 4 \times F_{\max} \times l^3 / D \times 3 \times \pi \times d^4$. Os dados das equações são os seguintes: F_{\max} é a carga máxima aplicada no ensaio (em Newtons), d é o diâmetro do pino (em mm), l é a distância entre apoios (em milímetros), D é a deflexão (em milímetros) correspondente ao ponto F_{\max} .

Os resultados encontrados foram submetidos às análises estatísticas por meio do Teste de ANOVA complementada pelo Teste de Comparações Múltiplas de Tukey e por meio do Teste t para médias, ao nível de significância de 5%.

2.4 RESULTADOS

Os valores das médias das cargas máximas, resistências flexurais e módulos flexurais, e os respectivos desvios-padrão, dos pinos submetidos aos testes estão apresentados nas Tabelas 2, 3 e 4, respectivamente.

Tabela 2. Média e desvio padrão da Carga Máxima (N) nos diferentes grupos.

Grupo	Média	Desvio-Padrão
1	143,53 _C	7,35
2	107,41 _B	6,82
3	109,03 _B	8,46
4	95,69 _A	9,90

* Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Tabela 3. Média e desvio padrão da Resistência Flexural (MPa) nos diferentes grupos.

Grupo	Média	Desvio-Padrão
1	884,32 _C	45,38
2	567,47 _A	36,03
3	575,98 _A	44,70
4	719,19 _B	75,82

* Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Tabela 4. Média e desvio padrão do Módulo Flexural (GPa) nos diferentes grupos.

Grupo	Média	Desvio-Padrão
1	15,48 _B	1,72
2	9,44 _A	1,18
3	8,83 _A	2,33
4	17,20 _B	2,67

* Médias seguidas de letras distintas diferem significativamente através do teste de Tukey, ao nível de significância de 5%.

Na comparação entre os grupos 1, 2 e 3 - pinos submetidos à mesma norma - a análise estatística, pela ANOVA e Teste de Tukey, encontrou diferença estatística significativa ($p > 0,05$) para os pinos do Grupo 1 (Aestheti-plus) na análise de todas as propriedades flexurais estudadas (Carga Máxima, Resistência Flexural e Módulo Flexural). Os pinos do Grupo 1 apresentaram valores superiores aos Grupos 2 (Reforpost fibra de carbono) e 3 (Reforpost fibra de vidro), os quais não apresentaram diferença estatística significativa entre si.

Na comparação entre os grupos 3 e 4 - pinos submetidos a diferentes distâncias entre apoios - a análise estatística, pelo Teste t, encontrou valores superiores estatisticamente significantes ($p > 0,05$) do Grupo 4, com maior distância entre apoios, para a resistência flexural e módulo flexural, enquanto que o Grupo 3, com menor distância entre apoios, apresentou valor superior estatisticamente significativo ($p > 0,05$) da carga máxima (Figura 3, 4 e 5).

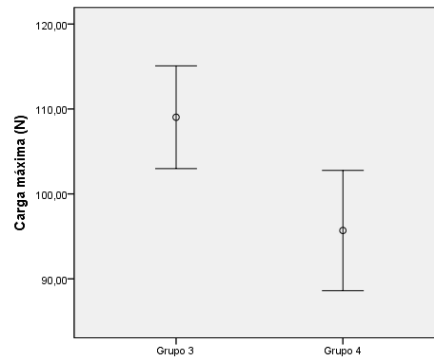


Figura 3. Gráfico das Cargas Máximas (N) dos grupos 3 e 4

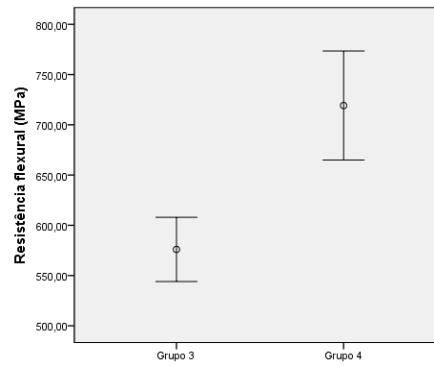


Figura 4. Gráfico das Resistências Flexurais (MPa) dos grupos 3 e 4

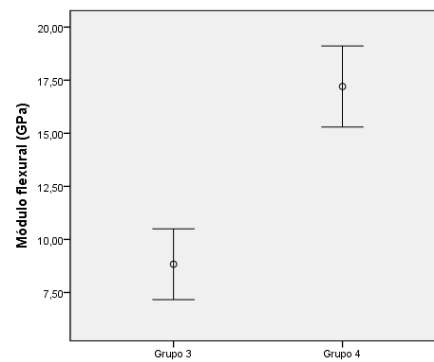


Figura 5. Gráfico dos Módulos Flexurais (GPa) dos grupos 3 e 4

2.5 DISCUSSÃO

Apesar das inúmeras vantagens relatadas na literatura para os pinos de fibra, ainda não há um consenso sobre qual é o melhor material de fibra para reabilitação de dentes com tratamento endodôntico e também sobre quais as reais propriedades mecânicas dos sistemas de pinos de fibra (9,13). Inúmeros são os fatores que contribuem para a pertinente dúvida, pode-se destacar o fato de que muitas avaliações sobre as propriedades mecânicas dos pinos podem ser questionáveis, pois alguns parâmetros biomecânicos podem ser obtidos através de uma metodologia inadequada (14). O presente estudo utilizou a norma ASTM D2344/D2344M (21) para realização dos testes uma vez que ela permite ensaios em corpos de prova de dimensões reduzidas como os pinos de fibra odontológicos em dimensões comerciais (15). A norma preconiza preferencialmente corpos de prova de no mínimo 2 mm, porém a disponibilidade de pinos intra-radulares com o diâmetro requisitado é restrita e foi um empecilho a este estudo. Sendo assim, tal fator foi uma limitação deste estudo. É importante evidenciar que a norma já foi adotada em estudo anterior com pinos de diâmetros inferiores a 2 mm e encontraram-se resultados plausíveis (15).

Um exemplo da utilização de metodologia inadequada é a distância entre apoios aplicada nos ensaios mecânicos, que possivelmente não é respeitada de acordo com a norma referenciada (14,15). A não utilização da distância entre apoios preconizada ocorreu na adoção da norma ISO 10477 (23), por exemplo, pois a norma descreve distância de 20 mm, enquanto que os estudos utilizaram valores de 8 mm (16), 15 mm (12) e 10 mm (19). Tal fato também ocorreu na adoção da norma ISO 178 (24) que preconiza uma distância entre apoios de, no mínimo, dezesseis vezes o diâmetro do pino, entretanto estudos realizaram testes com corpos de prova com diâmetros na faixa de 1,1 a 1,5 mm e adotaram distâncias entre apoios de 10 mm (11) e 14 mm (1).

Com isso, o teste de flexão de 3 pontos tem sido utilizado de forma duvidosa para avaliação de espécimes pequenos, como os pinos odontológicos e, dessa forma, os resultados são afetados significativamente (15). Foi possível observar também que alguns estudos não informaram a norma referenciada para a realização dos ensaios mecânicos (5,17,20).

A norma mais adequada para os ensaios com pinos cilíndricos é a norma ISO 3597-2 (25), pois é a única, dentre as citadas, específica para corpos de prova cilíndricos e que, inclusive, apresenta a fórmula para cálculo da resistência flexural de corpos com seção circular. Entretanto, os parâmetros determinados pela norma exigem a utilização de corpos de prova de dimensões geralmente superiores às dos pinos intra-radulares comerciais, isto porque o diâmetro do corpo deve ser preferencialmente acima de 4 mm. Entretanto, a norma ISO 3597-2 (25) também foi

utilizada para testes com pinos com diâmetros abaixo de 4 mm, ou seja, abaixo do recomendado, pois os pinos possuíam diâmetros numa variação entre 1,7 e 2,5 mm (9,14).

No presente estudo, a comparação entre os grupos 1, 2 e 3, pinos submetidos à mesma norma, encontrou-se valores superiores ($p > 0,05$) para os pinos do Grupo 1 (Aestheti-plus) na análise de todas as propriedades flexurais estudadas (Carga Máxima, Resistência Flexural e Módulo Flexural). Enquanto que entre os grupos 3 e 4 não houve diferença estatística significativa para as propriedades avaliadas, resultado já encontrado por outros autores (1). De forma diferente, um estudo anterior encontrou valores superiores para o Reforpost fibra de carbono em comparação com o Reforpost fibra de vidro (19). Os resultados superiores, em comparação a outros pinos de fibra, encontrados para os pinos de quartzo Aestheti-plus são condizentes com a literatura (1,18). Outros quatro estudos também testaram os pinos de quartzo Aestheti-plus e encontraram os seguintes resultados das propriedades flexurais: resistências flexurais de 1.688,46 (1), 1.412,15 MPa (9,14) e 1.889.60 MPa (18) enquanto que o presente estudo encontrou o valor de 884,32 MPa; e módulos flexurais de 36,76 GPa (1), 56,16 GPa (9,14) e 52,8 GPa (18), enquanto que este estudo encontrou o valor de 15,48 GPa.

Três estudos também realizaram testes nos pinos Reforpost fibra de vidro (1,15,19). Para a resistência flexural, este estudo encontrou 575,98 MPa para o Grupo 3, com distância entre apoios de 6 mm, e 719,19 MPa para o Grupo 4, enquanto os outros estudos encontraram os valores de 1.153,41 MPa (1), 610 MPa (15) e 562,33 MPa (19). Para o módulo flexural, o presente estudo obteve o valor de 8,83 GPa para o Grupo 3 e de 17,19 GPa para o Grupo 4, enquanto que também encontraram-se os valores de 25,68 GPa (1) e 10,59 GPa (19). E outros dois estudos também avaliaram o Reforpost fibra de carbono, com resultados de 1.339,36 MPa (1) e 680,55 MPa (19) para a resistência flexural e de 26,49 GPa (1) e 15,87 GPa (19) para o módulo flexural. O presente estudo encontrou os valores de 567,47 MPa (S) e 9,44 GPa (E). As diferenças de valores encontradas para as marcas de pinos discutidas são observadas, possivelmente, em função da adoção de variados diâmetros dos pinos e de diferentes metodologias nos estudos relatados.

Na comparação entre os Grupos 3 e 4 do presente estudo, encontrou-se maiores valores, estatisticamente significantes, do Grupo 3 para a carga máxima aplicada e maiores valores, estatisticamente significantes, do Grupo 4 para a resistência e módulo flexural. Em relação à resistência e módulo flexural observou-se uma queda considerável dos valores do Grupo 3, com isso pode-se observar que os valores dessas propriedades são altamente sensíveis à relação distância

entre apoios/diâmetro e isto pode ser explicado pela fórmula para cálculo das propriedades flexurais, principalmente para o módulo flexural, que é dependente da distância entre apoios elevada ao cubo - l^3 - (22). Os resultados encontrados são condizentes com a literatura que observou que pinos com a menor proporção comprimento/diâmetro possuem valores reduzidos das propriedades flexurais (14,20).

Diante dos resultados encontrados, as hipóteses nulas deste trabalho foram rejeitadas. É fundamental evidenciar que os resultados obtidos nos testes de flexão de 3 pontos encontrados pelo presente estudo não significam, necessariamente, que os pinos de fibra estudados possam ter ou não um bom desempenho clínico, visto que este também depende de outros inúmeros fatores que devem ser avaliados e estudados em conjunto com outros estudos *in vitro* e, principalmente, com estudos de avaliações clínicas em longo prazo.

De acordo com a metodologia utilizada e a partir da análise estatística do presente estudo, conclui-se que o grupo de pinos de fibra de quartzo apresentou carga máxima, resistência flexural e módulo flexural superiores em relação aos grupos de pinos de fibra de carbono e de vidro, submetidos à mesma norma nos ensaios. Não houve diferença estatisticamente significante entre os grupos de pinos de fibra de carbono e de fibra de vidro para as propriedades estudadas nas mesmas condições. E o grupo de pinos de fibra de vidro, com a relação distância entre apoios/diâmetro menor, apresentou maior carga máxima e menores resistência flexural e módulo flexural em relação ao grupo de pinos de fibra de vidro com a relação distância entre apoios/diâmetro maior.

2.6 REFERÊNCIAS

1. Mazzocato DT, Hirata R, Pires LAG, Mota E, Moraes LF, Mazzocato ST. Flexural properties of direct metallic and free posts. R Dental Press Estét 2006, 3(3): 21-36.
2. Lertchirakam V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. J Endod 2003, 29(8): 523-528.
3. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. J Esthet Restor Dent 2003, 15(1): 25-31.
4. Christensen GJ. Post and Cores: State of the Art. J Am Dent Assoc 1998, 129(1): 96-97.
5. D`Arcangelo C, D`amario M, Vadini M, De Angelis F, Caputi S. Influence of Surface Treatments on the Flexural Properties of Fiber Posts. J Endod 2007, 33(7):864-867.

6. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Valittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004, 20(1): 29-36.
7. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004, 30(5): 289-301.
8. Brown PL, Hicks NL. Rehabilitation of endodontically treated teeth using the radiopaque fiber post. *Compend Contin Educ Dent* 2003, 24(4): 275-282.
9. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent* 2010, 38(5):437-442.
10. Mazaro JVQ, Assunção WG, Rocha EP, Zuim PRJ, Gennari Filho H. Factors determining of intraradicular post selection. *Rev Odontol UNESP* 2006, 35(4): 223-231.
11. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007, 23(9): 1129-1135.
12. Hattori M, Takemoto S, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Durability of fiber-post and resin core build-up systems. *Dent Mater J* 2010, 29(2): 224-228.
13. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008, 39(2): 117-129.
14. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater* 2010, 26(8): 730-736.
15. Soares LP, Vasconcellos AB, Silva AHMFT, Sampaio EM, Vianna GADC. The relation between fibre post geometry and flexural properties: na assessment throught a modified three-point bending test. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010, 18(4): 158-162.
16. Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Lombardo G, D'Errico P, Kenny JM. Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *J Dent* 2012, 40(11): 968-978.
17. Kim M, Jung W, Oh S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E. Flexural properties of three kinds of experimental fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J* 2011, 30(1): 38-44.
18. Cheleux N, Sharrock PJ. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomater* 2009, 5(8): 3224-3230.
19. Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian J Dent Res* 2009, 20(3): 277-281.

20. Grande NM, Plotino G, Iopollo P, Bedinni R, Pameijer CH, Somma F. The effect of custom adaptation and span-diameter ratio on the flexural properties of fiber-reinforced composite posts. *J dent* 2009, 37(5): 383-389.
21. ASTM-Standards. ASTM D2344/D2344M Standard Test Method for Short-Beam Strength of Polymer Matrix Composite Materials and Their Laminates; 2000.
22. Elias CN, Santos HP. *Materiais dentários: ensaios mecânicos*. São Paulo: Santos; 2007.
23. ISO- Standards. ISO 10477: Dentistry - polymer-based crown and bridge materials. Geneva: International Organization for Standardization; 2004.
24. ISO- Standards. ISO 178: Plastics: determination of flexural properties. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.
25. ISO- Standards. ISO 3597-2: Textile-glass-reinforced plastics: determination of mechanical properties on rods made of roving-reinforced resin – Part 2: Determination of flexural strength. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.

3 REFERÊNCIAS GERAIS

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING MATERIALS. **ASTM D2344/D2344M**. Standard Test Method for Short-Beam Strength of Polymer Matrix Composite Materials and Their Laminates. West Conshohocken, 2000.

BROWN, P. L.; HICKS, N. L. Rehabilitation of endodontically treated teeth using the radiopaque fiber post. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v. 24, n.4, p. 275-282, 2003.

CARTER, J. M.; SORENSEN, S. E., JOHNSON, R. R.; TEITELBAUM, R. L.; LEVINE, M. S. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. **Journal of Biomechanics**, New York, v. 16, n. 10, p. 841-848, 1983.

CHELEUX, N.; SHARROCK, P. J. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. **Acta Biomaterialia**, Oxford, v. 5, n. 8, p. 3224–3230, 2009.

CHIERUZZI M.; PAGANO S.; PENNACCHI M.; LOMBRADO G.; D'ERRICO P.; KENNY, J. M. Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 40, n. 11, p. 968-978, 2012.

CHRISTENSEN, G. J. Post and Cores: State of the Art. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 129, n. 1, p. 96-97, 1998.

CHUANG, S.; YAMAN, P.; HERRERO, A.; DENNISON, J. B.; CHANG, C. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: An in vitro and finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 104, n. 6, p. 379-388, 2010.

COPPO, P. P. **Avaliação clínica do uso de pinos de fibra de carbono na restauração de dentes tratados endodonticamente: um estudo retrospectivo**. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2010. 115 f.

D'ARCANGELO, C.; D'AMARIO, M.; VADINI, M.; DE ANGELIS, F.; CAPUTI, S. Influence of Surface Treatments on the Flexural Properties of Fiber Posts. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 33, n. 7, p. 864-867, 2007.

DEJAK, B.; MLOTKOWSKI, A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 105, n. 2, p. 115-126, 2011.

DIETSCHI, D.; DUC, O.; KREJCI, I.; SADAN, A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part I (composition and micro and macrostructure alterations). **Quintessence International**, Carol Stream, v. 38, n. 9, p. 733-743, 2007.

_____ Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). **Quintessence International**, Carol Stream, v. 39, n. 2, p. 117-129, 2008.

ELIAS, C. N.; SANTOS, H. P. **Materiais dentários: ensaios mecânicos**. São Paulo: Santos, 2007.

GRANDE, N. M.; PLOTINO, G.; IOPOLLO, P.; BEDINNI, R.; PAMEIJER, C. H.; SOMMA, F. The effect of custom adaptation and span-diameter ratio on the flexural properties of fiber-reinforced composite posts. **Journal of dentistry**, Guildford, v.37, n. 5, p. 383-389, 2009.

HATTORI, M.; TAKEMOTO, S.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E.; ODA, Y. Durability of fiber-post and resin core build-up systems. **Dental Materials Journal**, Tokyo, v. 29, n.2, p. 224-228, 2010.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 10477**. Dentistry - polymer-based crown and bridge materials. Geneva, 2004.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 178**. Plastics: determination of flexural properties. Geneva: International Organization for Standardization. Geneva, 2003.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 3597-2**. Textile-glass-reinforced plastics: determination of mechanical properties on rods made of roving-reinforced resin – Part 2: Determination of flexural strength. Geneva: International Organization for Standardization. Geneva, 2003.

KHAN, F.H. Selecting a post system. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, v. 122, n. 12, p. 71, 1991.

KIM, M.; JUNG, W.; OH, S.; HATTORI, M.; YOSHINARI, M.; KAWADA, E. Flexural properties of three kinds of experimental fiber-reinforced composite posts. **Dental Materials Journal**, Tokyo, v. 30, n. 1, p. 38-44, 2011.

KO, C. C. et al. Effects of posts or dentin stress distributions in pulpen teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 68, n. 3, p. 421-427, 1992.

LASSILA, L. V. J. et al. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dental Materials**, Kidlington, v. 20, n. 1, p. 29-36, 2004.

LERTCHIRAKAM, V.; PALAMARA, J. E. A.; MESSER, H. H. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 29, n. 8, p. 523-528, 2003.

MACCARI, P. C. A.; CONCEIÇÃO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, Malden, v. 15, n. 1, p. 25-31, 2003.

MAZARO, J. V. Q.; ASSUNÇÃO, W. G.; ROCHA, E. P.; ZUIM, P. R. J.; GENNARI FILHO, H. Fatores determinantes na seleção de pinos intra-radulares. **Revista de Odontologia da UNESP**, Araraquara, v. 35, n. 4, p. 223-231, 2006.

MAZZOCCATO, D. T.; HIRATA, R.; PIRES, L. A. G.; MOTA, E.; MORAES, L. F.; MAZZOCCATO, S. T. Propriedades flexurais de pinos metálicos e não-metálicos. **Revista Dental Press de Estética**, Maringá, v. 3, n. 3, p. 21-36, 2006.

NASH, R.W. The use of posts for endodontically treated tooth. **Compendium of Continuing Education in Dentistry**, Jamesburg, v. 19, n. 10, p. 1054-1062, 1998.

NOVAIS, V. R.; QUAGLIATTO, P. S.; BONA, A. D.; CORRER-SOBRINHO, L.; SOARES, C. J. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. **Indian Journal of Dental Research**, Mumbai, v. 20, n. 3, p. 277-281, 2009.

PEGORETTI, A.; FAMBRI, L.; ZAPPINI, G.; BIANCHETTI, M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, Guildford, v. 23, n. 13, p. 2667-2682, 2002.

PLOTINO, G.; GRANDE, N. M.; BEDINI, R.; PAMEIJER, C. H.; SOMMA, F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dental Materials**, Kidlington, v. 23, n. 9, p. 1129-1135, 2007.

QUINTAS, A.F.; DINATO, J.C.; BOTTINO, M.A. Aesthetic posts and cores for metal-free restoration of endodontically treated teeth. **Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry**, New York, v. 12, n. 9, p. 875-884, 2000.

SCHWARTZ, R.S.; ROBBINS, J.W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **Journal of Endodontics**, Baltimore, v. 30, n. 5, p. 289-301, 2004.

SOARES, L. P.; VASCONCELLOS, A. B.; SILVA, A. H. M. F. T.; SAMPAIO, E. M.; VIANNA, G. A. D. C. The relation between fibre post geometry and flexural properties: an assessment through a modified three-point bending test. **European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry**, Suffolk, v. 18, n. 4, p. 158-162, 2010.

SORENSEN, J. A.; MARTINOFF, J. T. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, v. 51, n. 6, p. 780-784, 1984.

SOUZA, H. A. **Levantamento estatístico do valor do módulo de elasticidade da dentina e dos materiais utilizados na reabilitação protética de raízes fragilizadas.** Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) - Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, 2012.

STEWARDSON, D. A.; SHORTALL, A. C.; MARQUIS, P. M. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. **Journal of Dentistry**, Guildford, v. 38, n. 5, p. 437-442, 2010.

STEWARDSON, D. A.; SHORTALL, A. C.; MARQUIS, P. M.; LUMLEY, P. J. The flexural properties of endodontic post materials. **Dental Materials**, Kidlington, v. 26, n. 8, p. 730-736, 2010.

ANEXO A



**BRAZILIAN
DENTAL
JOURNAL**

INSTRUCTIONS TO AUTHORS

- [Scope and policy](#)
- [Form and preparation of manuscripts](#)
- [Submission of manuscript](#)

ISSN 0103-6440 print version
ISSN 1806-4760 online
version

Scope and policy

The **Brazilian Dental Journal** publishes Full-Length Papers, Short Communications and Case Reports, dealing with dentistry or related disciplines. Only original papers will be considered for publication. In submitting a manuscript, the authors should state in the cover letter that the material has not been published previously and is not under consideration by another journal in either electronic or printed versions.

ADDRESS FOR SUBMISSION

Brazilian Dental Journal
 Fundação Odontológica de Ribeirão Preto Av. do
 Café, s/n
 14040-904 Ribeirão Preto, SP, Brasil
 Fax: +55-16-633-0999 E-mails: bdj@forp.usp.br,
 pecora@forp.usp.br

MANUSCRIPTS MUST BE SUBMITTED IN ENGLISH. Authors whose primary language is not English must have their manuscript reviewed by someone proficient in English. **Manuscripts accepted for publication will be submitted to the Technical Review for revision of English grammar and scientific writing and to fit the text into the Journal's standards. The cost of the Technical**

Review will be charged to the authors.

Submission of a manuscript to BDJ implies the acceptance of these terms. The decision of acceptance for publication relies on the Editors and is based on the recommendation of the Editorial Board and/or *ad hoc* reviewers. Manuscripts not recommended for publication will not be returned, but the authors will receive an email explaining the decision. The concepts emitted in the papers published in the BDJ are the sole responsibility of the authors, not necessarily reflecting the Editorial Board's opinion.

Form and preparation of manuscripts

THE FOLLOWING GUIDELINES MUST BE FOLLOWED CAREFULLY.

General

- The authors must submit 1 (one) hard copy of the manuscript PRINTED ON BOTH SIDES, comprising the text, tables, figure captions and figures (graphs, photographs, photomicrographs, radiographs, schematic drawings, etc). The figures can be printed on good quality plain paper.
- The hard copy of the manuscript must be submitted together with a CD-ROM containing:
 - the manuscript file in Word identical to the printed version
 - the digital files of the figures (if any) saved in TIFF format
- The manuscript must be printed on both sides of good quality plain paper and must be typed in Times New Roman 12 font, with 1.5 spacing, 2.5-cm margins at each side. **DO NOT USE** bold letters, watermarks or other resources to make the text visually attractive.
- Pages should be numbered consecutively, starting with the title page.
- Full-length manuscripts are assembled in the following sections:

1) Title Page

- 2) Summary and Key Words
- 3) Introduction; Material and Methods; Results; Discussion
- 4) Summary in Portuguese (an item necessary for Latin American Indexing Services that will be provided for non-Brazilian authors by the Journal)
- 5) Acknowledgements (if any)
- 6) References
- 7) Tables
- 8) Figure captions
- 9) Figures

- All titles of sections (Introduction, Material and Methods, etc) must be capitalized in regular font type (not bold).
- Results and Discussion **MUST NOT** be joined in a single section.
- Short Communications and Case Reports should be divided into appropriate sections.
- Products, equipments and materials: the trade name must be followed by the manufacturer's name, city, state and country, within parentheses upon first mention. For further mentions, only the manufacturer's name is required.
- All abbreviations must be explained at first mention.

Title page

- The first page must contain the title of the manuscript, a short title (maximum of 40 characters, to be used as a running head), author(s) name(s) (no more than 6) and their Department(s), School(s) and/or University (s). **DO NOT INCLUDE** the author's titles (DDS, MSc, PhD, etc.) or position (Professor, Graduate student, etc.).
- Provide the name and **complete** address of the corresponding author (inform email, telephone and fax numbers).

Summary

- The second page should contain a summary of no more than 250 words, stating the aims, methods, results, and any conclusions drawn from the study. Do not use topics and paragraphs and do not cite references in the Summary.
- A list of key words (no more than 5) should be included below the summary in lowercase letters, separated by commas.

Introduction

- Summarize the purpose of the study, giving only pertinent references. Do not review existing literature extensively. State clearly the working hypothesis.

Material and Methods

- Material and methods should be presented in sufficient detail to allow confirmation of the observations.
Indicate the statistical methods used, if applicable.

Results

- Present the results in a logical sequence in the text, tables and figures, emphasizing the important information.
- Do not repeat in the text data contained in the tables and illustrations. The important observations should be emphasized.
- Do not repeat the same data in tables and figures.
- Describe the statistical data in this section.

Discussion

- Summarize the findings without repeating in detail the data given in the Results section.
- Relate your observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations. Cite pertinent studies.
- Present your conclusions at the end of the Discussion, indicating how your study is pertinent and/or its clinical implications. Presentation of the conclusions in topics should be avoided.

Summary in Portuguese (for Brazilian authors only)

- The Summary in Portuguese should be **IDENTICAL** to the English version (Summary). **DO NOT INCLUDE** title and key words in Portuguese.

Acknowledgements

- Financial support by government agencies should be acknowledged. If appropriate, technical assistance or assistance from colleagues may be acknowledged.

References

- References must follow the Journal's style. Authors should refer to a current issue of the BDJ for guidance on reference citation and presentation of the reference list.
- References must be numbered consecutively in the text in order of citation, within parentheses, without space between numbers: (1), (3,5,8), (10-15). **DO NOT USE** superscript numbers.
- For papers with two authors, cite both authors in the text, as follows: Ex: "According to Santos **and** Silva (1)...". If there are more than 3 authors, cite only the first author and add "et al.". Ex: "Pécora et al. (2) reported that..."
- All authors of each paper should be included in the Reference List unless there are 7 or more. In this case, the first 6 authors should be given, followed by "et al.".
- The reference list must be typed at the end of the manuscript in numerical sequence. **No more than 25 references may be cited.**
- Citation of abstracts and books, as well as articles published in non-indexed journals should be avoided, unless absolutely necessary. **Do not cite references in Portuguese.**
- Abbreviations of journal titles should conform to those used in Dental Index. The style and punctuation of references must follow the format illustrated below:

Journal articles

1. Lea SC, Landini G, Walmsley AD. A novel method for the evaluation of powered toothbrush oscillation characteristics. *Am J Dent* 2004;17:307-309.

Book

2. Shafer WG, Hine MK, Levy BM. *A Textbook of Oral Pathology*. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders; 1983.

Chapter in a Book

3. Walton RE, Rotstein I. Bleaching discolored teeth: internal and external. In: *Principles and Practice of Endodontics*. Walton RE (Editor). 2nd ed. Philadelphia: WB Saunders; 1996. p 385-400.

Tables

- Each table with its title must be typed after the text. Tables should be numbered with Arabic numerals. **DO NOT USE** vertical lines, bold letters and capital letters (except the initials).
- The corresponding title should appear at the top of each table.
- Tables must contain all necessary information and be understandable without allusions to the text.

Figures

- **BDJ WILL NOT ACCEPT FIGURES EMBEDDED IN FILES ORIGINATED IN TEXT-EDITING SOFTWARE (WORD OR SIMILAR) OR FIGURES ORIGINATED IN POWER POINT.**
- The digital files of the images should be generated in Photoshop, Corel or any other image-editing software and saved in the CD-ROM. Image files should have TIFF extension and 300 dpi minimum resolution. Only BLACK & WHITE figures are accepted. Save the figures in the CD-ROM.
- Lettering and identifying marks must be clear and sharp, and the critical areas of x-rays and photomicrographs must be demarcated and/or isolated.
- Separate parts of composite figures must be labeled with capital letters (A, B, C, etc). Single figures and composite figures must have minimum width of 8 cm and 16 cm, respectively.
- Figure captions should be numbered with Arabic numerals and typed on a separate page, after the lists of references or after the tables (if any)

Submission of manuscripts

CHECKLIST FOR AUTHORS PRIOR TO SUBMISSION

1. Submission letter;
2. 1 (one) printed copy of the manuscript (including tables and figure captions) along with 1 (one) printed copy of each figure (if any) on good quality plain paper.
3. CD-Rom containing:
 - the manuscript file in Word (text, tables, figure captions and figures).
 - the digital files of figures, black & white, saved in TIFF format with minimum resolution of 300 dpi.
4. In the manuscript, observe:- identification of authors only on the title page.
 - text typed in Times New Roman 12 font, with 1.5 spacing, 2.5-cm margins at each side.
 - tables, figure captions and figures at the end of the manuscript.

ANEXO B

Designation: D 2344/D 2344M – 00^{e1}

Standard Test Method for Short-Beam Strength of Polymer Matrix Composite Materials and Their Laminates¹

This standard is issued under the fixed designation D 2344/D 2344M; the number immediately following the designation indicates the year of original adoption or, in the case of revision, the year of last revision. A number in parentheses indicates the year of last reapproval. A superscript epsilon (ϵ) indicates an editorial change since the last revision or reapproval.

^{e1} NOTE—The title has been editorially corrected in November 2000.

1. Scope

1.1 This test method determines the short-beam strength of high-modulus fiber-reinforced composite materials. The specimen is a short beam machined from a curved or a flat laminate up to 6.00 mm [0.25 in.] thick. The beam is loaded in three-point bending.

1.2 Application of this test method is limited to continuous- or discontinuous-fiber-reinforced polymer matrix composites, for which the elastic properties are balanced and symmetric with respect to the longitudinal axis of the beam.

1.3 *This standard does not purport to address all of the safety concerns, if any, associated with its use. It is the responsibility of the user of this standard to establish appropriate safety and health practices and determine the applicability of regulatory limitations prior to use.*

1.4 The values stated in either SI units or inch-pound units are to be regarded separately as standard. The values stated in each system may not be exact equivalents; therefore, each system must be used independently of the other. Combining values from the two systems may result in nonconformance with the standard.

2. Referenced Documents

2.1 ASTM Standards:

- D 792 Test Methods for Density and Specific Gravity (Relative Density) of Plastics by Displacement²
- D 883 Terminology Relating to Plastics²
- D 2584 Test Method for Ignition Loss of Cured Reinforced Resins³
- D 2734 Test Method for Void Content of Reinforced Plastics³
- D 3171 Test Method for Fiber Content of Resin-Matrix Composites by Matrix Digestion⁴
- D 3878 Terminology for High-Modulus Reinforcing Fibers and Their Composites⁴

¹ This test method is under the jurisdiction of ASTM Committee D-30 on Composite Materials and is the direct responsibility of Subcommittee D30.04 on Lamina and Laminate Test Methods.

Current edition approved March 10, 2000. Published June 2000. Originally published as D 2344 – 65 T. Last previous edition D 2344 – 84 (1995).

² *Annual Book of ASTM Standards*, Vol 08.01.

³ *Annual Book of ASTM Standards*, Vol 08.02.

⁴ *Annual Book of ASTM Standards*, Vol 15.03.

D 5229/D 5229M Test Method for Moisture Absorption Properties and Equilibrium Conditioning of Polymer Matrix Composite Materials⁴

D 5687/D 5687M Guide for Preparation of Flat Composite Panels with Processing Guidelines for Specimen Preparation⁴

E 4 Practices for Force Verification of Testing Machines⁵

E 6 Terminology Relating to Methods of Mechanical Testing⁵

E 18 Test Methods for Rockwell Hardness and Rockwell Superficial Hardness of Metallic Materials⁵

E 122 Practice for Choice of Sample Size to Estimate a Measure of Quality for a Lot or Process⁶

E 177 Practice for Use of the Terms Precision and Bias in ASTM Test Methods⁶

E 456 Terminology Relating to Quality and Statistics⁶

E 1309 Guide for Identification of Composite Materials in Computerized Material Property Databases⁴

E 1434 Guide for Development of Standard Data Records for Computerization of Mechanical Test Data for High-Modulus Fiber-Reinforced Composite Materials⁴

E 1471 Guide for Identification of Fibers, Fillers, and Core Materials in Computerized Material Property Databases⁴

3. Terminology

3.1 *Definitions*—Terminology D 3878 defines the terms relating to high-modulus fibers and their composites. Terminology D 883 defines terms relating to plastics. Terminology E 6 defines terms relating to mechanical testing. Terminology E 456 and Practice E 177 define terms relating to statistics. In the event of a conflict between definitions, Terminology D 3878 shall have precedence over the other documents.

NOTE 1—If the term represents a physical quantity, its analytical dimensions are stated immediately following the term (or letter symbol) in fundamental dimension form, using the following ASTM standard symbology for fundamental dimensions, shown within square brackets: [M] for mass, [L] for length, [T] for time, [Θ] for thermodynamic temperature, and [nd] for nondimensional quantities. Use of these symbols is restricted to analytical dimensions when used with square brackets, as the symbols may have other definitions when used without the brackets.

⁵ *Annual Book of ASTM Standards*, Vol 03.01.

⁶ *Annual Book of ASTM Standards*, Vol 14.02.

D 2344/D 2344M

3.2 Definitions of Terms Specific to This Standard:

3.2.1 *balanced laminate, n*—a continuous fiber-reinforced laminate in which each $+θ$ lamina, measured with respect to the laminate reference axis, is balanced by a $-θ$ lamina of the same material (for example, $[0/+45/-45/+45/-45/0]$).

3.2.2 *short-beam strength, n*—the shear stress as calculated in Eq 1, developed at the specimen mid-plane at the failure event specified in 11.6.

3.2.2.1 *Discussion*—Although shear is the dominant applied loading in this test method, the internal stresses are complex and a variety of failure modes can occur. Elasticity solutions by Berg et al (1)⁷, Whitney (2), and Sullivan and Van Oene (3) have all demonstrated inadequacies in classical beam theory in defining the stress state in the short-beam configuration. These solutions show that the parabolic shear-stress distribution as predicted by Eq 1 only occurs, and then not exactly, on planes midway between the loading nose and support points. Away from these planes, the stress distributions become skewed, with peak stresses occurring near the loading nose and support points. Of particular significance is the stress state local to the loading nose in which the severe shear-stress concentration combined with transverse and in-plane compressive stresses has been shown to initiate failure. However, for the more ductile matrices, plastic yielding may alleviate the situation under the loading nose (1) and allow other failure modes to occur such as bottom surface fiber tension (2). Consequently, unless mid-plane interlaminar failure has been clearly observed, the short-beam strength determined from this test method cannot be attributed to a shear property, and the use of Eq 1 will not yield an accurate value for shear strength.

3.2.3 *symmetric laminate, n*—a continuous fiber-reinforced laminate in which each ply above the mid-plane is identically matched (in terms of position, orientation, and mechanical properties) with one below the mid-plane.

3.3 Symbols:

b —specimen width.

CV —sample coefficient of variation (in percent).

F^{sbs} —short-beam strength.

h —specimen thickness.

n —number of specimens.

P_m —maximum load observed during the test.

x_i —measured or derived property for an individual specimen from the sample population.

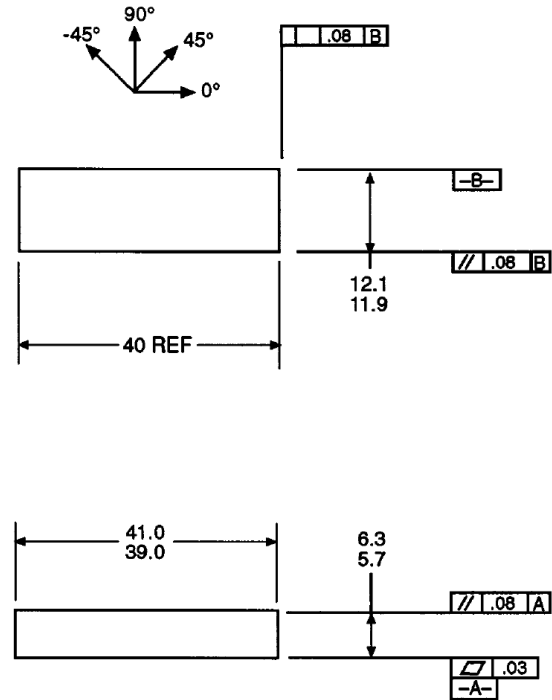
\bar{x} —sample mean (average).

4. Summary of Test Method

4.1 The short-beam test specimens (Figs. 1-4) are center-loaded as shown in Figs. 5 and 6. The specimen ends rest on two supports that allow lateral motion, the load being applied by means of a loading nose directly centered on the midpoint of the test specimen.

5. Significance and Use

5.1 In most cases, because of the complexity of internal stresses and the variety of failure modes that can occur in this



NOTE 1—Drawing interpretation per ANSI Y14.5-1982 and ANSI/ASM B46.1-1986.

NOTE 2—Ply orientation tolerance $\pm 0.5^\circ$ relative to $-B-$.

FIG. 1 Flat Specimen Configuration (SI)

specimen, it is not generally possible to relate the short-beam strength to any one material property. However, failures are normally dominated by resin and interlaminar properties, and the test results have been found to be repeatable for a given specimen geometry, material system, and stacking sequence (4).

5.2 Short-beam strength determined by this test method can be used for quality control and process specification purposes. It can also be used for comparative testing of composite materials, provided that failures occur consistently in the same mode (5).

5.3 This test method is not limited to specimens within the range specified in Section 8, but is limited to the use of a loading span length-to-specimen thickness ratio of 4.0 and a minimum specimen thickness of 2.0 mm [0.08 in.].


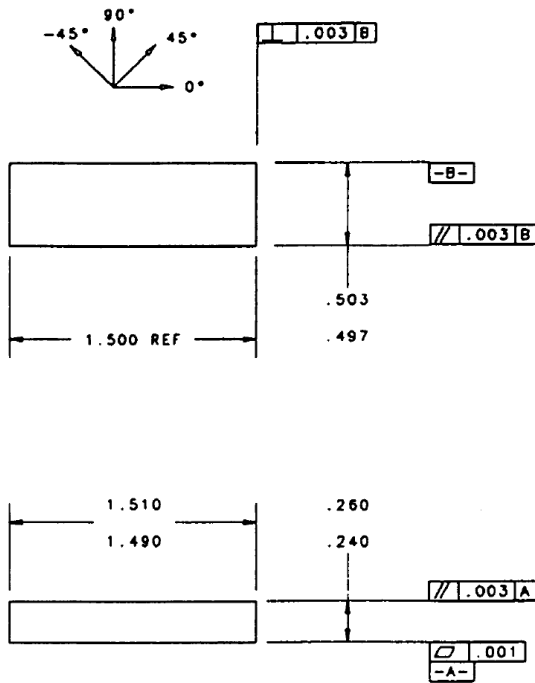
6. Interferences

6.1 Accurate reporting of observed failure modes is essential for meaningful data interpretation, in particular, the detection of initial damage modes.

7. Apparatus

7.1 *Testing Machine*, properly calibrated, which can be operated at a constant rate of crosshead motion, and which the error in the loading system shall not exceed $\pm 1\%$. The load-indicating mechanism shall be essentially free of inertia

⁷ Boldface numbers in parentheses refer to the list of references at the end of this standard.

 D 2344/D 2344M


NOTE 1—Drawing interpretation per ANSI Y14.5-1982 and ANSI/ASME B46.1-1986.

NOTE 2—Ply orientation tolerance $\pm 0.5^\circ$ relative to -B-.

FIG. 2 Flat Specimen Configuration (Inch Pound)

lag at the crosshead rate used. Inertia lag may not exceed 1 % of the measured load. The accuracy of the testing machine shall be verified in accordance with Practices E 4.

7.2 *Loading Nose and Supports*, as shown in Figs. 5 and 6, shall be 6.00-mm (0.250-in.) and 3.00-mm (0.125-in.) diameter cylinders, respectively, with a hardness of 60 to 62 HRC, as specified in Test Methods E 18, and shall have finely ground surfaces free of indentation and burrs with all sharp edges relieved.

7.3 *Micrometers*—For width and thickness measurements, the micrometers shall use a 4- to 5-mm (0.16- to 0.2-in.) nominal diameter ball interface on an irregular surface such as the bag side of a laminate and a flat anvil interface on machined edges or very smooth tooled surfaces. A micrometer or caliper with flat anvil faces shall be used to measure the length of the specimen. The accuracy of the instrument(s) shall be suitable for reading to within 1 % of the sample dimensions. For typical section geometries, an instrument with an accuracy of ± 0.002 mm (± 0.0001 in.) is desirable for thickness and width measurement, while an instrument with an accuracy of ± 0.1 mm (± 0.004 in.) is adequate for length measurement.

7.4 *Conditioning Chamber*, when conditioning materials at nonlaboratory environments, a temperature/vapor-level-controlled environmental conditioning chamber is required that shall be capable of maintaining the required temperature to within $\pm 3^\circ\text{C}$ ($\pm 5^\circ\text{F}$) and the required vapor level to within ± 3 %. Chamber conditions shall be monitored either on an

automated continuous basis or on a manual basis at regular intervals.

7.5 *Environmental Test Chamber*, an environmental test chamber is required for test environments other than ambient testing laboratory conditions. This chamber shall be capable of maintaining the test specimen at the required test environment during the mechanical test method.

8. Sampling and Test Specimens

8.1 *Sampling*—Test at least five specimens per test condition unless valid results can be gained through the use of fewer specimens, as in the case of a designed experiment. For statistically significant data, consult the procedures outlined in Practice E 122. Report the method of sampling.

8.2 Geometry:

8.2.1 *Laminate Configurations*—Both multidirectional and pure unidirectional laminates can be tested, provided that there are at least 10 % 0° fibers in the span direction of the beam (preferably well distributed through the thickness), and that the laminates are both balanced and symmetric with respect to the span direction of the beam.

8.2.2 *Specimen Configurations*—Typical configurations for the flat and curved specimens are shown in Figs. 1-4. For specimen thicknesses other than those shown, the following geometries are recommended:

$$\begin{aligned} \text{Specimen length} &= \text{thickness} \times 6 \\ \text{Specimen width, } b &= \text{thickness} \times 2.0 \end{aligned}$$

NOTE 2—Analysis reported by Lewis and Adams (6) has shown that a width-to-thickness ratio of greater than 2.0 can result in a significant width-wise shear-stress variation.

8.2.2.1 For curved beam specimens, it is recommended that the arc should not exceed 30° . Also, for these specimens, the specimen length is defined as the minimum chord length.

8.3 *Specimen Preparation*—Guide D 5687/D 5687M provides recommended specimen preparation practices and should be followed where practical.


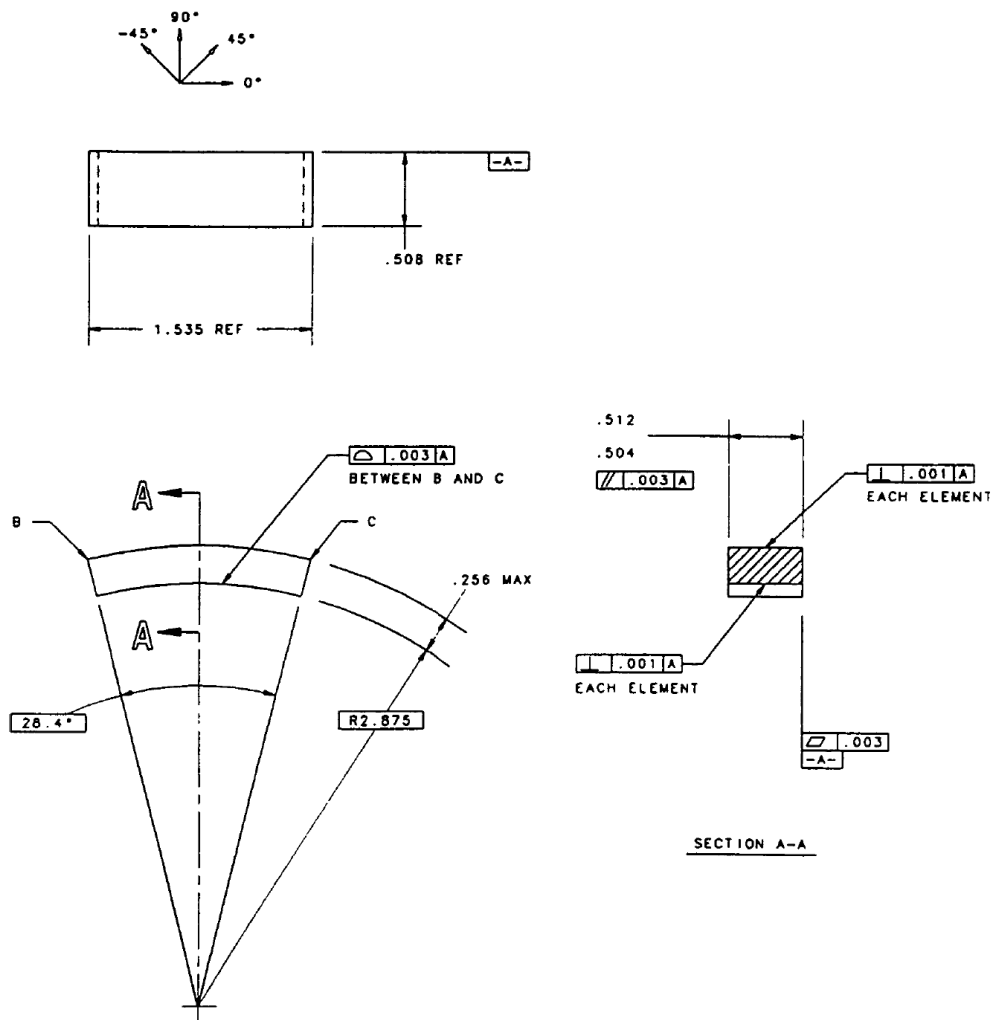
8.3.1 *Laminate Fabrication*—Laminates may be hand-laid, filament-wound or tow-placed, and molded by any suitable laminating means, such as press, bag, autoclave, or resin transfer molding.

8.3.2 *Machining Methods*—Specimen preparation is important for these specimens. Take precautions when cutting specimens from the rings or plates to avoid notches, undercuts, rough or uneven surfaces, or delaminations as a result of inappropriate machining methods. Obtain final dimensions by water-lubricated precision sawing, milling, or grinding. The use of diamond tooling has been found to be extremely effective for many material systems. Edges should be flat and parallel within the specified tolerances.

8.3.3 *Labeling*—Label the specimens so that they will be distinct from each other and traceable back to the raw material, in a manner that will both be unaffected by the test method and not influence the test method.

9. Calibration

9.1 The accuracy of all measuring equipment shall have certified calibrations that are current at the time of use of the equipment.

 D 2344/D 2344M


NOTE 1—Drawing interpretation per ANSI Y14.5-1982 and ANSI/ASME B46.1-1986.

NOTE 2—Ply orientation tolerance $\pm 0.5^\circ$ relative to $-A-$.

FIG. 4 Curved Specimen Configuration (Inch Pound)

density may be evaluated by means of Test Methods D 792. Volume percent of the constituents may be evaluated by one of the matrix digestion procedures of Test Method D 3171, or for certain reinforcement materials such as glass and ceramics, by the matrix burn-off technique of Test Method D 2584. Void content may be evaluated from the equations of Test Method D 2734 and are applicable to both Test Methods D 2584 and D 3171.

11.2.3 Condition the specimens as required. Store the specimens in the conditioned environment until test time, if the test environment is different from the conditioning environment.

11.2.4 Following final specimen machining and any conditioning, but before testing, measure and record the specimen width and thickness at the specimen midsection and the specimen length to the accuracy specified in 7.3.

11.3 *Speed of Testing*—Set the speed of testing at a rate of crosshead movement of 1.0 mm (0.05 in.)/min.

11.4 *Test Environment*—If possible, test the specimen under the same fluid exposure level as that used for conditioning. However, if the test temperature places too severe requirements upon the testing machine environmental chamber, test at a temperature with no fluid exposure control. In this case, a restriction must be placed upon the time from removal of the specimen from the conditioning chamber until test completion to inhibit nonrepresentative fluid loss from the specimen. Record any modifications to the test environment and specimen weight change after removal from conditioning until test completion.

11.4.1 Monitor the test temperature by placing an appropriate thermocouple at specimen mid-length to be located on the

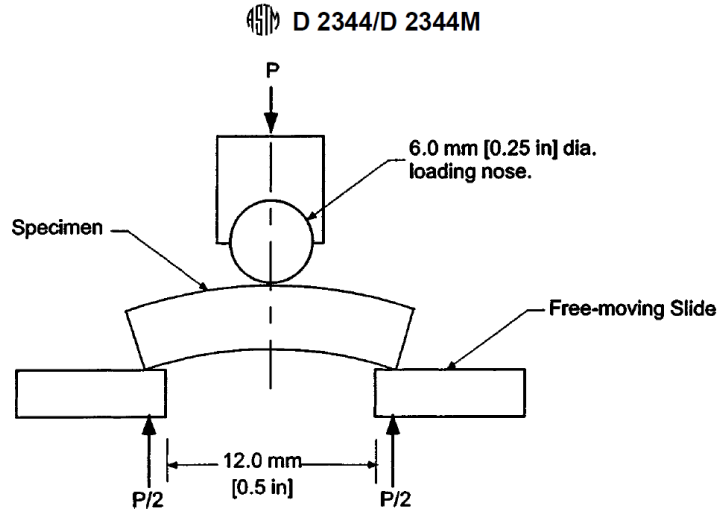


FIG. 5 Horizontal Shear Load Diagram (Curved Beam)

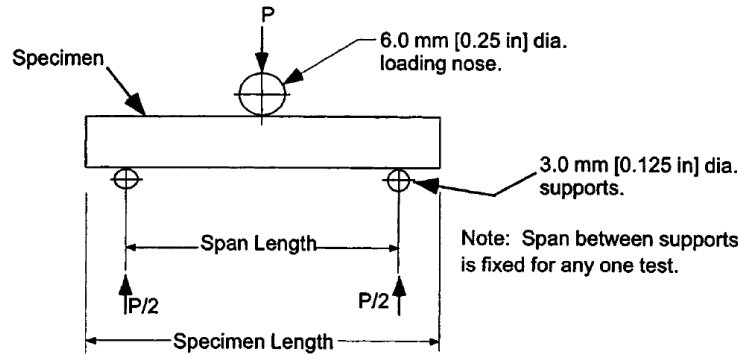


FIG. 6 Horizontal Shear Load Diagram (Flat Laminate)

underside of the beam.

11.5 *Specimen Insertion*—Insert the specimen into the test fixture, with the tool side resting on the reaction supports as shown in Fig. 5 or Fig. 6. Align and center the specimen such that its longitudinal axis is perpendicular to the loading nose and side supports. Adjust the span such that the span-to-measured thickness ratio is 4.0 to an accuracy of ± 0.3 mm (0.012 in.). The loading nose should be located equidistant between the side supports to within ± 0.3 mm (0.012 in.). Both the loading nose and side supports should overhang the specimen width by at least 2 mm (0.08 in.) at each side. In the case of the flat laminate test, each specimen end should overhang the side support centers by at least the specimen thickness.

11.6 *Loading*—Apply load to the specimen at the specified rate while recording data. Continue loading until either of the following occurs:

- 11.6.1 A load drop-off of 30 %,
- 11.6.2 Two-piece specimen failure, or
- 11.6.3 The head travel exceeds the specimen nominal thickness.

11.7 *Data Recording*—Record load versus crosshead displacement data throughout the test method. Record the maxi-

mum load, final load, and the load at any obvious discontinuities in the load-displacement data.

11.8 *Failure Mode*—Typical failure modes that can be identified visually are shown in Fig. 7. However, these may be preceded by less obvious, local damage modes such as transply cracking. Record the mode and location of failure, if possible identifying one or a combination of the modes shown.

12. Calculation


12.1 *Short-Beam Strength*—Calculate the short-beam strength using Eq 1 as follows:

$$F^{sbs} = 0.75 \times \frac{P_m}{b \times h} \quad (1)$$

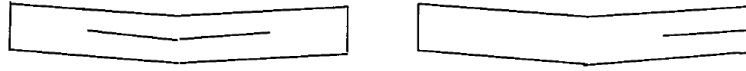
where:

- F^{sbs} = short-beam strength, MPa (psi);
- P_m = maximum load observed during the test, N (lbf);
- b = measured specimen width, mm (in.), and
- h = measured specimen thickness, mm (in.).

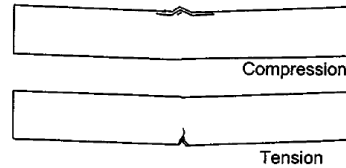
12.2 *Statistics*—For each series of test methods, calculate the average value, standard deviation, and coefficient of variation (in percent) for each property determined as follows:

 D 2344/D 2344M

1. Interlaminar Shear



2. Flexure



3. Inelastic Deformation



FIG. 7 Typical Failure Modes in the Short Beam Test

$$\bar{x} = \left(\sum_{i=1}^n x_i \right) / n \quad (2)$$

$$s_{n-1} = \sqrt{\left(\sum_{i=1}^n x_i^2 - n(\bar{x})^2 \right) / (n-1)} \quad (3)$$

$$CV = 100 \times s_{n-1} / \bar{x} \quad (4)$$

where:

- \bar{x} = sample mean (average);
- s_{n-1} = sample standard deviation;
- CV = sample coefficient of variation, %;
- n = number of specimens; and
- x_i = measured or derived property.

13. Report

13.1 Report the following information, or references pointing to other documentation containing this information, to the maximum extent applicable (reporting of items beyond the control of a given testing laboratory, such as might occur with material details or panel fabrication parameters, shall be the responsibility of the requester):

NOTE 4—Guides E 1309, E 1434, and E 1471 contain data reporting recommendations for composite materials and composite materials mechanical testing.

- 13.1.1 This test method and revision level or date of issue.
- 13.1.2 Whether the coupon configuration was standard or variant.
- 13.1.3 The date and location of the test.
- 13.1.4 The name of the test operator.
- 13.1.5 Any variations to this test method, anomalies noticed during testing, or equipment problems occurring during testing.
- 13.1.6 Identification of the material tested including: material specification, material type, material designation, manufac-

turer, manufacturer's batch or lot number, source (if not from manufacturer), date of certification, expiration of certification, filament diameter, tow or yarn filament count and twist, sizing, form or weave, fiber areal weight, matrix type, prepreg matrix content, and prepreg volatiles content.

13.1.7 Description of the fabrication steps used to prepare the laminate including: fabrication start date, fabrication end date, process specification, cure cycle, consolidation method, and a description of the equipment used.

13.1.8 Ply orientation and stacking sequence of the laminate.

13.1.9 If requested, report density, volume percent reinforcement, and void content test methods, specimen sampling method and geometries, test parameters, and test results.

13.1.10 Average ply thickness of the material.

13.1.11 Results of any nondestructive evaluation tests.

13.1.12 Method of preparing the test specimen, including specimen labeling scheme and method, specimen geometry, sampling method, and coupon cutting method.

13.1.13 Calibration dates and methods for all measurements and test equipment.

13.1.14 Details of loading nose and side supports including diameters and material used.

13.1.15 Type of test machine, alignment results, and data acquisition sampling rate and equipment type.

13.1.16 Dimensions of each test specimen.


13.1.17 Conditioning parameters and results.

13.1.18 Relative humidity and temperature of the testing laboratory.

13.1.19 Environment of the test machine environmental chamber (if used) and soak time at environment.

13.1.20 Number of specimens tested.

13.1.21 Speed of testing.

 **D 2344/D 2344M**

13.1.22 Maximum load observed during the test, for each specimen.

13.1.23 Load-displacement curves for each specimen.

13.1.24 Failure mode of each specimen, identified if possible from Fig. 7.

14. Precision and Bias

14.1 *Precision*—The data required for the development of a precision statement is not currently available for this test method.

14.2 *Bias*—Bias cannot be determined for this test method as no acceptable reference standard exists.

15. Keywords

15.1 composite materials; resin and interlaminar properties; short-beam strength

REFERENCES

- (1) Berg, C. A., Tirosh, J., and Israeli, M., "Analysis of Short Beam Bending of Fiber Reinforced Composites," in *Composite Materials: Testing and Design (Second Conference)*, ASTM STP 497, ASTM, 1972, pp. 206-218.
- (2) Whitney, J. M., and Browning, C. E., "On Short-Beam Shear Tests for Composite Materials," *Experimental Mechanics*, Vol 25, 1985, pp. 294-300.
- (3) Sullivan, J. L., and Van Oene, H., "An Elasticity Analysis for the Generally and Specially Orthotropic Beams Subjected to Concentrated Loads," *Composites Science and Technology*, Vol 27, 1986, pp. 182-191.
- (4) U.S. Department of Transportation, Federal Aviation Administration, "Test Methods for Composites a Status Report: Volume III Shear Test Methods," Report No. DOT/FAA/CT-93/17, III, FAA Technical Center, Atlantic City, 1993.
- (5) Cui, W., Wisnom, M. R., and Jones, M., "Effect of Specimen Size on Interlaminar Shear Strength of Unidirectional Carbon Fibre-Epoxy," *Composites Engineering*, Vol 4, No. 3, 1994, pp. 299-307.
- (6) Adams, D. F. and Lewis, E. Q., "Current Status of Composite Material Shear Test Methods," *SAMPE*, Vol 31, No. 6, 1994, pp. 32-41.

The American Society for Testing and Materials takes no position respecting the validity of any patent rights asserted in connection with any item mentioned in this standard. Users of this standard are expressly advised that determination of the validity of any such patent rights, and the risk of infringement of such rights, are entirely their own responsibility.

This standard is subject to revision at any time by the responsible technical committee and must be reviewed every five years and if not revised, either reapproved or withdrawn. Your comments are invited either for revision of this standard or for additional standards and should be addressed to ASTM Headquarters. Your comments will receive careful consideration at a meeting of the responsible technical committee, which you may attend. If you feel that your comments have not received a fair hearing you should make your views known to the ASTM Committee on Standards, at the address shown below.

This standard is copyrighted by ASTM, 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959, United States. Individual reprints (single or multiple copies) of this standard may be obtained by contacting ASTM at the above address or at 610-832-9585 (phone), 610-832-9555 (fax), or service@astm.org (e-mail); or through the ASTM website (www.astm.org).

APÊNDICE

ARTIGO (VERSÃO EM INGLÊS)

Working Title: Assessment of the flexural properties of fiber dental posts

Short Title: Assessment of the flexural properties of fiber posts

Enzo Tetzner^{1*}, Jackeline Coutinho Guimarães², Selva Maria Gonçalves Guerra²

¹*Federal University of Espírito Santo, Vitória, ES, Brazil*

²*Department of Dental Prosthesis, Federal University of Espírito Santo, Vitória, ES, Brazil*

*Corresponding Author:

Enzo Tetzner

Odontoclínica Central da Marinha, Complexo do 1º Distrito Naval

Praça Barão de Ladário, Rio de Janeiro, RJ, Brazil.

CEP 20091-000

Telephone: (21) 2104-6606

Fax: (21) 2104-6614

E-mail: enzotetzner@hotmail.com

Summary

The present study aims to assess the flexural strengths (S) and flexural moduli (E) of 3 commercial fiber post brands. An additional aim is to test the effect of the distance between supports/post diameter ratio on the properties of a commercial brand with the 3-point bending test. The following groups were studied: quartz fiber posts (Group 1); carbon fiber posts (Group 2); and fiberglass posts (Groups 3 and 4). The tests were conducted on an INSTRON 5565[®] universal testing machine according to the specifications of the ASTM D2344/D2344M standard. The following results were obtained from the tests: the S values were $884.32 \pm 45.38_C$ MPa, $567.47 \pm 36.03_A$, $575.98 \pm 44.70_A$ MPa and $719.19 \pm 75.82_B$ MPa for Groups 1, 2, 3 and 4, respectively, and the E values were $15.48 \pm 1.72_B$ GPa, $9.44 \text{ GPa} \pm 1.18_A$ GPa, $8.83 \pm 2.33_A$ GPa and $17.20 \pm 2.67_B$ GPa for Groups 1, 2, 3 and 4, respectively. We conclude that, under the same test standard, quartz fiber posts have better properties than carbon fiber and fiberglass posts. Additionally, the fiberglass post group with the lower distance between supports/post diameter ratio had a greater maximum load, less flexural strength and a lower flexural modulus than the fiberglass post group with a higher ratio.

Keywords: dental materials, dental posts, physical properties, materials testing.

INTRODUCTION

Tooth rehabilitation by endodontic treatment still poses a challenge to the dentistry field because such teeth suffer more biomechanical failures, especially root fractures, than do vital teeth (1-4). Therefore, studies on restructuring materials have focused on improvements to mechanical properties that mimic the dental organ (4).

Endodontically treated teeth and teeth with extensive cavities or significant coronal destruction represent clinical cases that require an intraradicular post and core that serve as anchors for subsequent prosthetic work, such as full crowns (5,6). Among the materials used for intraradicular posts, metal alloys should be emphasized because cast metal posts are considered the standard treatment (4,7,8). However, all metals and alloys have greater moduli of elasticity than dentin, which results in unequal distribution of tensions and a greater probability of root fracture (6,9).

Since the 1990s, many systems that use prefabricated fiber posts have been developed to solve clinical difficulties while meeting functional requirements and achieving desired aesthetics (10). Among the scientific community, there is a well-accepted hypothesis that the main advantage of such systems is the possession of mechanical properties similar to those of dentin; therefore, the post in such a system can form a homogenous unit with the surrounding root (6). However, this hypothesis still requires satisfactory evidence (11). Other advantages of fiber posts are high strength, the possibility of light transmission, better aesthetic qualities, lack of corrosion and the ability to cement in a single session (10,12).

Despite the numerous advantages of fiber posts, there is still no consensus on which material is best for the rehabilitation of endodontically treated teeth (13). This question remains due to a lack of satisfactory evidence in the literature, the recording of erroneous mechanical parameters due to the use of inappropriate methods, and the existence of many fiber posts that are made of the same materials with distinct mechanical properties (14,15). Moreover, the mechanical properties of posts depend on countless factors including architecture, fiber geometry, resinous matrix compounds, fiber to matrix ratio and adhesions between fibers and matrix (6,12,16-18).

The effects of oral environmental conditions on the post should also be studied to achieve a better understanding of the actual properties of posts that have been cemented onto teeth. Thermocycling and storage conditions that simulate human body temperatures have been reported to induce small reductions in mechanical properties (9). Another question that should be addressed is

the effect of the actual post dimensions, including length and diameter, when cemented onto the tooth. It is believed that posts with a lower length/diameter ratio have lower flexural properties (14,16,19,20). The distance between the supports relative to the post length is a main factor that is likely not respected in mechanical tests performed according to the previously cited standard. Thus, the 3-point flexural test has been used in a questionable manner to assess small specimens, such as dental posts, and consequently, the results are significantly affected (14,15).

Given the numerous factors that contribute to the lack of consensus regarding the flexural properties of post systems, it is evident that further studies that provide reliable information are required to achieve satisfactory evidence levels. Therefore, the aim of the present study is to assess the flexural strengths and moduli of 3 commercial fiber post brands. An additional aim is to test the effect of the distance between supports/post diameter ratio on the properties of a commercial brand with the 3-point bending test. The proposed null hypothesis posits that there are no differences between the flexural properties of posts made from different types of fibers or of posts with different distances between the supports.

MATERIALS AND METHODS

The sample used in the present study comprised 40 fiber posts from 3 different commercial brands that were separated into 4 groups of 10 specimens each (Figure 1). The posts were selected because their geometries fit the standard recommended by the present study. Table 1 presents the following information: the groups of selected posts, the respective manufacturers, post composition according to information provided by the manufacturer, post geometries and diameters.

All posts in the present study sample were subjected to mechanical testing by the 3-point bending test (Figure 2) on an INSTRON 5565® (Instron, Norwood, MA, USA) universal testing machine. All tests were conducted at room temperature and humidity. The posts from Groups 1, 2 and 3 were subjected to tests performed according to the ASTM D2344/D2344M standard (21), which recommends load application on the posts at a 90° angle with a distance between the supports that is equal to 4 times the post diameter (Group 1: 5.6 mm between the supports, Group 2: 6.0 mm between the supports and Group 3: 6.0 mm between the supports). The standard specifies a minimum post length that is equal to 6 times the post diameter and the use of a 1.0 mm/minute velocity until post failure is achieved.

Because the standard followed in the present study recommends the use of posts with uniform geometries and the carbon fiber (Group 2) and fiberglass (Groups 3 and 4) posts used have serrated cylindrical geometries, the post sections with the greatest diameters (1.5 mm) were positioned across the 3 test apparatus supports. When testing the Group 4 posts, the distance between the supports was 10 mm; this distance was selected due to the many published studies that used this setting, regardless of the standard followed (5,11,17,19,20).

The modulus of flexion elasticity or flexural modulus (E) and the bend strength or flexural strength (S) were calculated with the following equations (22): $S = 8 \times F_{\max} \times l / \pi \times d^3$; and $E = 4 \times F_{\max} \times l^3 / D \times 3 \times \pi \times d^4$; where in F_{\max} is the maximum load applied during the test [in Newtons (N)], d is the post diameter (in mm), l is the distance between the supports (in mm), and D is the strain (in mm) at F_{\max} .

The obtained results were subjected to ANOVA, and the means were compared with Tukey's multiple comparisons test at a 5% level of significance.

RESULTS

The means and standard deviations for the maximum load, flexural strengths and flexural moduli of the tested posts are shown in Tables 2, 3 and 4, respectively.

ANOVA and Tukey's test comparisons of the posts from Groups 1, 2 and 3, which were tested under the same standard, revealed a significant difference ($p > 0.05$) for Group 1 (Aestheti-plus) in terms of all the studied flexural properties (Maximum Load, S and E). The Group 1 posts had higher values than the Group 2 (Reforpost carbon fiber) and 3 posts (Reforpost fiberglass), which did not differ significantly from each other.

A t-test comparison of the posts from Groups 3 and 4, which were tested with different distances between the supports, revealed significantly greater values ($p > 0.05$) in terms of S and E for the Group 4 posts, which had a greater distance between the supports. Group 3, which had a shorter distance between the supports, had a significantly greater ($p > 0.05$) maximum load (Figures 3, 4 e 5).

DISCUSSION

Despite the many advantages of fiber posts that have been reported in the literature, there remains a lack of consensus on the best fiber material for the rehabilitation of endodontically treated teeth or on the actual mechanical properties of fiber post systems (9,13). Countless factors motivate these doubts, especially the fact that many evaluations of the mechanical post properties are questionable, because some biomechanical parameters can be obtained through inappropriate methods (14). The present study used the ASTM D2344/D2344M standard (21) to conduct tests; this standard permits the testing of small specimens, such as commercially sized dental fiber posts (15). The standard recommends at least 2-mm specimens; however, the availability of intraradicular posts with the required diameter is limited, which was an obstacle for the present study. Thus, this issue is a limitation of the present study. It is important to note that this standard was already used in a prior study of posts with diameters smaller than 2 mm, and the obtained results were credible (15).

One example of the application of inappropriate methods is the distance between the supports used in mechanical tests, which may not follow the cited standard (14,15). For example, failure to use the recommended distance between the supports has occurred in studies that adopted the ISO 10477 standard (23); this standard specifies a 20-mm distance, but studies have reportedly used distances of 8 mm (16), 15 mm (12), and 10 mm (19). A similar problem occurred when adopting the ISO 178 standard (24), which recommends a minimum distance between the supports that is equal to 10 times the post diameter; however, studies have reported tests on specimens with diameters that ranged from 1.1 to 1.5 mm and with distances of 10 mm (11) and 14 mm (1) between the supports.

Therefore, the 3-point bending test has been questionably applied to assessments of small specimens, such as dental posts. Consequently, the obtained results are significantly affected (15). Moreover, some studies did not disclose the standard followed for the performance of mechanical tests (5,17,20).

ISO 3597-2 is the most appropriate standard for cylindrical posts testing (25) because it is the only cited standard that is specific for cylindrical specimens. This standard even supplies a formula for calculating the flexural strength of specimens with circular cross-sections. However, the parameters measured by this standard generally require the use of specimens larger than commercial intraradicular posts because the specimen diameter should typically exceed 4 mm. Nevertheless, the ISO 3597-2 standard (25) has been used to test posts with diameters that range from 1.7 to 2.5 mm (9,14) or, in other words, those smaller than the recommended 4 mm.

In the present study, a comparison of posts from groups 1, 2 and 3, which were tested under the same standard, revealed greater values ($p>0.05$) for Group 1 (Aestheti-plus) in terms of all tested flexural properties (Maximum Load, S and E). Groups 3 and 4 did not differ significantly with regard to the assessed properties, in agreement with reports by other authors (1). In contrast, a prior study reported greater values for Reforpost carbon fiber posts than for Reforpost fiberglass posts (19). The finding that fiber posts have greater values than quartz Aestheti-plus posts also agrees with the literature (1,18). Four other studies have also tested quartz Aestheti-plus posts and obtained the following results for the flexural properties: S values of 1,688.46 MPa (1), 1,412.15 MPa (9,14) and 1,889.60 MPa (18) and E values of 36.76 GPa (1), 56.16 GPa (9,14) and 52.8 GPa (18). In comparison, the present study determined an S value of 884.32 MPa and E value of 15.48 GPa.

Three previous studies tested Reforpost fiberglass posts (1,15,19). The present study obtained S values of 575.98 MPa for Group 3 and 719.19 MPa for Group 4. The 3 previous studies obtained the following S values: 1,153.41 MPa (1), 610 MPa (15) and 562.33 MPa (19). The present study obtained E values of 8.83 GPa for Group 3 and 17.19 GPa for Group 4, while other studies reported E values of 25.68 GPa (1) and 10.59 GPa (19). Two other studies tested Reforpost carbon fiber posts and obtained S values of 1,339.36 MPa (1) and 680.55 MPa (19) and E values of 26.49 GPa (1) and 15.87 GPa (19), respectively. In comparison, the present study obtained S and E values of 567.47 MPa (S) and 9.44 GPa (E), respectively. The different results obtained for each tested post brand are possibly due to the use of various post diameters and methods in the cited studies.

In the present study, a comparison of posts from Groups 3 and 4 revealed significantly greater maximum applied loads for the Group 3 posts and significantly greater S and E values for the Group 4 posts. There was a considerable decrease in the S and E values of the Group 3 posts, which suggests that those properties are highly sensitive to the distance between supports/post diameter ratio. This effect can be explained with the formula used to calculate the flexural properties, especially E, which depends on the cubed distance between the supports cubed (l^3) (22). The obtained results agree with the literature, which describes posts with a smaller length/diameter ratio as having lower flexural property values (14,20).

The null hypothesis of the present study has been rejected due to the obtained results. It should be noted that the 3-point bending test results obtained in the present study do not necessarily indicate whether the studied fiber posts will demonstrate good clinical performances, because their

performances will also depend on numerous other factors that should be evaluated and studied in combination with other *in vitro* studies and, in particular, long-term clinical trials.

According to the methods and statistical analyses used in the present study, we conclude that the quartz fiber posts had greater maximum load, S and E values than the carbon fiber and fiberglass posts that were tested under the same standard. There were no significant differences between the carbon fiber and fiberglass post groups with regard to the properties that were tested under the same conditions. Additionally, the fiberglass post group with the lower distance between supports/post diameter ratio had a greater maximum load and smaller S and E values than the group of fiberglass posts with a higher distance between supports/post diameter ratio.

Summary in Portuguese

O objetivo deste estudo é avaliar a resistência flexural (S) e o módulo flexural (E) de três marcas comerciais de postes de fibra, além de verificar a influência da relação distância entre apoios/diâmetro do poste sobre os valores das propriedades de uma marca comercial por meio de testes de flexão de três pontos. Os grupos estudados foram de postes de fibra de quartzo (Grupo 1), postes de fibra de carbono (Grupo 2) e postes de fibra de vidro (Grupos 3 e 4). Os testes foram realizados em uma máquina de ensaio universal INSTRON 5565[®] de acordo com as especificações da norma ASTM D2344/D2344M. Após os testes, encontraram-se os seguintes resultados: S de $884,32 \pm 45,38_C$ MPa para o Grupo 1; $567,47 \pm 36,03_A$ para o Grupo 2, $575,98 \pm 44,70_A$ MPa para o grupo 3 e $719,19 \pm 75,82_B$ MPa para o Grupo 4; e E de $15,48 \pm 1,72_B$ GPa para o Grupo 1, $9,44 \text{ GPa} \pm 1,18_A$ GPa para o Grupo 2, $8,83 \pm 2,33_A$ GPa para o Grupo 3 e $17,20 \pm 2,67_B$ GPa para o Grupo 4. Conclui-se que os pinos de fibra de quartzo apresentaram propriedades superiores em relação aos postes de fibra de carbono e de vidro, submetidos à mesma norma nos ensaios. E que o grupo de postes de fibra de vidro, com a relação distância entre apoios/diâmetro menor, apresentou maior carga máxima e menores resistência flexural e módulo flexural em relação ao grupo de postes de fibra de vidro com a relação distância entre apoios/diâmetro maior.

References

1. Mazzocato DT, Hirata R, Pires LAG, Mota E, Moraes LF, Mazzocato ST. Flexural properties of direct metallic and free posts. *R Dental Press Estét* 2006, 3(3): 21-36.
2. Lertchirakam V, Palamara JEA, Messer HH. Patterns of vertical root fracture: factors affecting stress distribution in the root canal. *J Endod* 2003, 29(8): 523-528.
3. Maccari PC, Conceição EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *J Esthet Restor Dent* 2003, 15(1): 25-31.
4. Christensen GJ. Post and Cores: State of the Art. *J Am Dent Assoc* 1998, 129(1): 96-97.
5. D`Arcangelo C, D`Amario M, Vadini M, De Angelis F, Caputi S. Influence of Surface Treatments on the Flexural Properties of Fiber Posts. *J Endod* 2007, 33(7):864-867.
6. Lassila LV, Tanner J, Le Bell AM, Narva K, Valittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004, 20(1): 29-36.
7. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004, 30(5): 289-301.
8. Brown PL, Hicks NL. Rehabilitation of endodontically treated teeth using the radiopaque fiber post. *Compend Contin Educ Dent* 2003, 24(4): 275-282.
9. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent* 2010, 38(5):437-442.
10. Mazaro JVQ, Assunção WG, Rocha EP, Zuim PRJ, Gennari Filho H. Factors determining of intraradicular post selection. *Rev Odontol UNESP* 2006, 35(4): 223-231.
11. Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007, 23(9): 1129-1135.
12. Hattori M, Takemoto S, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. Durability of fiber-post and resin core build-up systems. *Dent Mater J* 2010, 29(2): 224-228.
13. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, part II (evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int* 2008, 39(2): 117-129.
14. Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM, Lumley PJ. The flexural properties of endodontic post materials. *Dent Mater* 2010, 26(8): 730-736.

15. Soares LP, Vasconcellos AB, Silva AHMFT, Sampaio EM, Vianna GADC. The relationship between fibre post geometry and flexural properties: an assessment through a modified three-point bending test. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2010, 18(4): 158-162.
16. Chieruzzi M, Pagano S, Pennacchi M, Lombardo G, D'Errico P, Kenny JM. Compressive and flexural behaviour of fibre reinforced endodontic posts. *J Dent* 2012, 40(11): 968-978.
17. Kim M, Jung W, Oh S, Hattori M, Yoshinari M, Kawada E. Flexural properties of three kinds of experimental fiber-reinforced composite posts. *Dent Mater J* 2011, 30(1): 38-44.
18. Cheleux N, Sharrock PJ. Mechanical properties of glass fiber-reinforced endodontic posts. *Acta Biomater* 2009, 5(8): 3224–3230.
19. Novais VR, Quagliatto PS, Bona AD, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Flexural modulus, flexural strength, and stiffness of fiber-reinforced posts. *Indian J Dent Res* 2009, 20(3): 277-281.
20. Grande NM, Plotino G, Iopollo P, Bedinni R, Pameijer CH, Somma F. The effect of custom adaptation and span-diameter ratio on the flexural properties of fiber-reinforced composite posts. *J Dent* 2009, 37(5): 383-389.
21. ASTM-Standards. ASTM D2344/D2344M Standard Test Method for Short-Beam Strength of Polymer Matrix Composite Materials and Their Laminates; 2000.
22. Elias CN, Santos HP. *Materiais dentários: ensaios mecânicos [Dental materials: mechanical tests]*. São Paulo: Santos; 2007.
23. ISO- Standards. ISO 10477: Dentistry - polymer-based crown and bridge materials. Geneva: International Organization for Standardization; 2004.
24. ISO- Standards. ISO 178: Plastics: determination of flexural properties. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.
25. ISO- Standards. ISO 3597-2: Textile-glass-reinforced plastics: determination of mechanical properties on rods made of roving-reinforced resin – Part 2: Determination of flexural strength. Geneva: International Organization for Standardization; 2003.

Tables

Table 1. Data for the fiber posts tested in the present study.

Groups	Commercial Brands	Manufacturer	Composition (Information provided by the manufacturer)	Geometry	Diameter
1	Aestheti-plus	Bisco, Schaumburg, Illinois, U.S.A	Quartz fiber: 60% Epoxy resin: 40%	Cylindrical -conical	1.4 mm
2	Reforpost carbon fiber	Angelus, Londrina, Paraná, Brazil	Carbon fiber: 79% Epoxy resin: 21%	Serrated Cylinder	1.5mm
3 and 4	Reforpost fiberglass	Angelus, Londrina, Paraná, Brazil	Fiberglass: 80% Epoxy resin: 20%	Serrated Cylinder	1.5 mm

Table 2. Maximum Load (N) means and standard deviations for the different groups.

Group	Mean	Standard Deviation
1	143.53 _C	7.35
2	107.41 _B	6.82
3	109.03 _B	8.46
4	95.69 _A	9.90

* Means followed by different letters differ significantly at a 5% level of significance according to Tukey's test.

Table 3. Flexural Strength (MPa) means and standard deviations for the different groups.

Group	Mean	Standard Deviation
1	884.32 _C	45.38
2	567.47 _A	36.03
3	575.98 _A	44.70
4	719.19 _B	75.82

* Means followed by different letters differ significantly at a 5% level of significance according to Tukey's test.

Table 4. Flexural Modulus (GPa) means and standard deviations for the different groups.

Group	Mean	Standard Deviation
1	15.48 _B	1.72
2	9.44 _A	1.18
3	8.83 _A	2.33
4	17.20 _B	2.67

* Means followed by different letters differ significantly at a 5% level of significance according to Tukey's test.

Figure legends

Figure 1. Examples of the fiber posts tested in the present study. From left to right: Aestheti-plus (Group 1), Reforpost carbon fiber (Group 2) and Reforpost fiberglass (Groups 3 and 4).

Figure 2. Example of the 3-point bending test used in the present study.

Figure 3. Graph of the Maximum Load (N) for groups 3 and 4.

Figure 4. Graph of the Flexural Strength (MPa) for groups 3 and 4.

Figure 5. Graph of the Flexural Modulus (GPa) for groups 3 and 4.

Figures

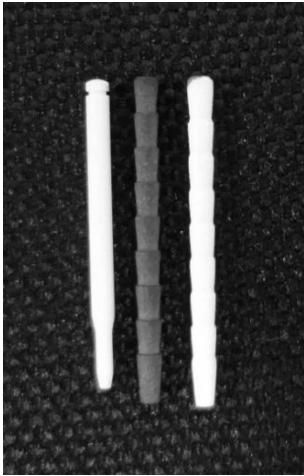


Figure 1

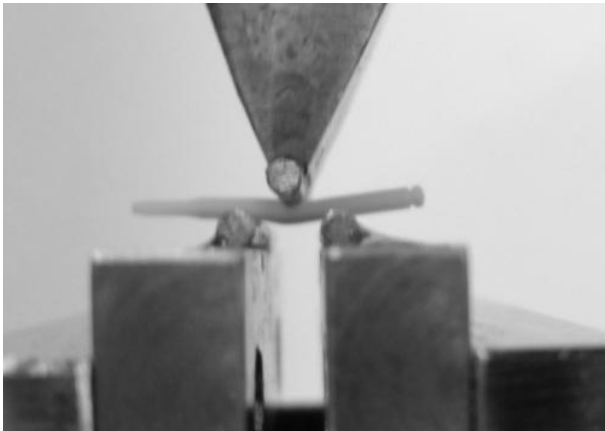


Figure 2

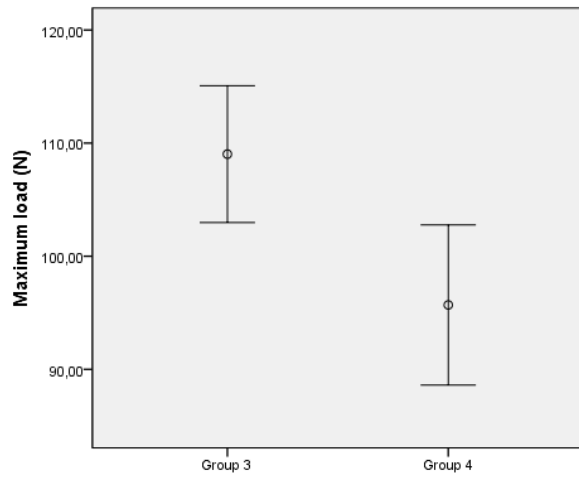


Figure 3

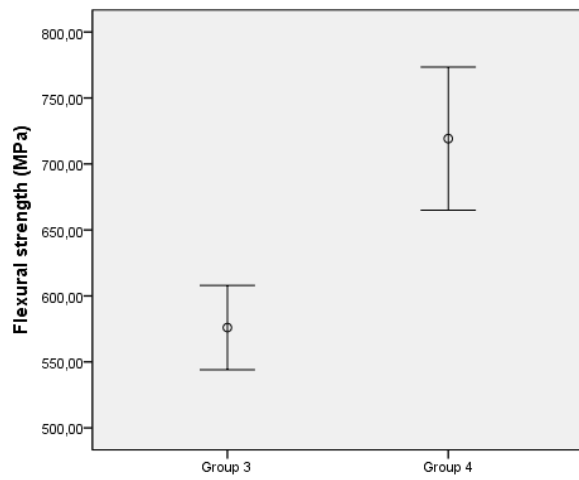


Figure 4

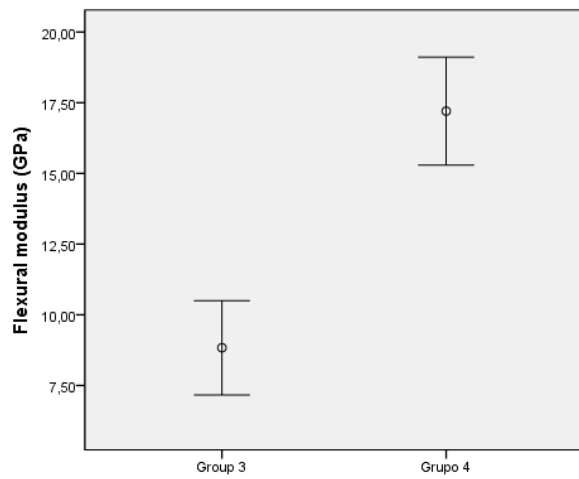


Figure 5