

Avaliação das Propriedades Mecânicas de Poliuretanas para sua Utilização como Substrato em Ensaios de Implantes Odontológicos

Evaluation of Mechanical Properties of Polyurethanes for Use as Substrate in Assays of Dental Implants

Carla R. MAZZO¹, Osvaldo ZANIQUELLI², Cesar P. LEPRI³, Nathalia F. OLISCOVICZ⁴, Andréa C. REIS⁵

1 - Graduanda da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – Universidade de São Paulo

2 - Professor Doutor na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Materiais Dentários e Prótese – Universidade de São Paulo

3 - Pós-Graduando (Doutorado em Dentística Restauradora) na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Odontologia Restauradora – Universidade de São Paulo

4 - Pós-Graduanda (Mestrado em Reabilitação Oral) na Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Materiais Dentários e Prótese – Universidade de São Paulo

5 - Professora Doutora da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Departamento de Materiais Dentários e Prótese – Universidade de São Paulo

RESUMO

A densidade óssea é um fator influente na estabilidade primária de implantes odontológicos, podendo comprometer o sucesso clínico do tratamento reabilitador. Ossos sintéticos têm sido utilizados como substitutos ósseos para análise da estabilidade primária de implantes devido à sua similaridade aos ossos naturais, com a vantagem de serem homogêneos e se apresentarem em diversas densidades. Objetivo: Avaliar poliuretanas de diferentes densidades, utilizadas como osso sintético para inserção de implantes, através de ensaios mecânicos de compressão e flexão. Material e método: Ensaios mecânicos de compressão e flexão foram realizados em 120 corpos de prova de poliuretanas de 10 PCF (0,16 g/cm³), 15 PCF (0,24 g/cm³), 20 PCF (0,32 g/cm³) e 40 PCF (0,64 g/cm³), e os resultados foram analisados através

dos testes ANOVA e Tukey ($\alpha=5\%$). Resultados: O ensaio de compressão mostrou que a poliuretana de 0,64 g/cm³ apresentou os maiores valores de força máxima, com diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) dos demais grupos: 0,16 g/cm³ = 0,24 g/cm³ < 0,32 g/cm³ < 0,64 g/cm³. Para o ensaio de flexão, foram analisadas duas propriedades: 1- tensão na força máxima: as poliuretanas apresentaram comportamento semelhante ao observado no ensaio de compressão; 2- deformação na tensão máxima: 0,64 g/cm³ apresentou os menores valores de deformação ($p<0,05$). Conclusão: A poliuretana de maior densidade é a mais indicada para ensaios mecânicos com implantes.

PALAVRAS-CHAVE: Densidade óssea, resistência de materiais, estresse mecânico

INTRODUÇÃO

O sucesso clínico em reabilitação oral por implantes odontológicos depende diretamente da estabilidade primária dos implantes, que limita sua movimentação, a fim de impedir o aumento das tensões geradas entre o osso e o implante¹, o que é fundamental para que ocorra a osseointegração². Esta estabilidade sofre interferência de fatores como geometria³ e superfície de implante^{2,4,5}, seu torque de inserção⁶ e características relacionadas ao osso receptor, como a densidade óssea⁷, pois as áreas de rarefação possuem características micro-estruturais que interferem na estabilidade inicial⁸. Portanto, é importante que o cirurgião-dentista considere estes fatores para um bom planejamento e sucesso do tratamento⁷.

A busca dos pesquisadores pelo entendimento da real influência da densidade óssea sobre a estabilidade primária⁷⁻⁸, fez com que eles avaliassem a densidade de diversas maneiras, como por radiografias ou tomografias computadorizadas⁹⁻¹⁰.

Estudos relacionados à implantodontia já utilizaram ossos naturais de diferentes espécies animais^{3,6,10}, mas o uso de ossos sintéticos tem sido priorizado, visto que apresentam características semelhantes aos ossos humanos e pode-se utilizar um

maior número de amostras com densidades padronizadas^{3,10-11}, o que permite a avaliação da estabilidade primária sem influência da variável densidade óssea.

Este trabalho teve como objetivo avaliar ossos sintéticos de poliuretana de diferentes densidades como substitutos do osso natural para a análise da estabilidade primária de implantes, através da realização de ensaios mecânicos de compressão e flexão a fim de se avaliar suas propriedades e possíveis diferenças entre eles.

MATERIAL E MÉTODO

Foram realizados ensaios mecânicos de compressão e flexão com ossos sintéticos de poliuretana (Nacional Ossos, Jaú, São Paulo, Brasil), de quatro densidades por centímetro cúbico (PCF) diferentes: 10 PCF (0,16 g/cm³), 15 PCF (0,24 g/cm³), 20 PCF (0,32 g/cm³) e 40 PCF (0,64 g/cm³); conforme a especificação estabelecida para os materiais de poliuretana rígida utilizados como material padrão para ensaio de dispositivos ortopédicos e instrumentos (ASTM F1839)¹².

Os ensaios foram realizados na Máquina Universal de Ensaio EMIC, modelo DL 2000 (São José dos Pinhais, Paraná,

Brasil) com velocidade de aplicação de carga de 01 mm/min¹³, e todos os dados coletados pelo software TESC 3.01.

Os corpos-de-prova foram confeccionados nas dimensões especificadas pela norma ASTM F1839¹² dos ensaios de flexão e compressão na Oficina de Precisão da faculdade de Medicina de Ribeirão Preto. Para o ensaio de compressão, foram avaliados 18 corpos de prova cilíndricos nas quatro densidades (n=72) com dimensões de 10 mm de diâmetro x 20 mm de altura, sob célula de carga de 200kgf. Ele forneceu os valores de força máxima e tensão na força máxima. Além disso, através do gráfico força x deformação gerado pelo software que coleta os dados do ensaio, foi obtido o limite de proporcionalidade, determinado pelo ponto em que a reta representativa de um determinado corpo de prova deixa de ser linear¹³.

No ensaio de flexão, foi utilizada célula de carga de 100 kgf para avaliar 12 corpos de prova de cada densidade, na forma de barra de dimensões 8 mm de altura x 24 mm da largura x 135 mm de comprimento. Para sua realização, os apoios foram mantidos a 100 mm de distância. Foram obtidos os valores de tensão máxima; deformação máxima, que foi a maior deformação em mm sofrida pelo material antes da ruptura; e a força de ruptura.

Ao final dos ensaios os resultados foram submetidos a tratamento estatístico através da análise de variância (ANOVA). As variáveis analisadas do ensaio de compressão foram: força máxima, tensão e limite de proporcionalidade; enquanto que no ensaio de flexão foram: tensão máxima, deformação na tensão máxima e força de ruptura. O nível de significância estabelecido foi de 5%.

RESULTADOS

A análise estatística das variáveis obtidas no ensaio de compressão demonstrou que a força máxima e a tensão foram maiores nos blocos de 0,64 g/cm³, seguido do de 0,32 g/cm³ e dos de 0,24 g/cm³ e 0,16 g/cm³, que se demonstraram estatisticamente iguais.

Quanto ao limite de proporcionalidade o bloco de 0,64 g/cm³ apresentou os maiores valores com diferença estatística dos demais; enquanto que os blocos de 0,16; 0,24 e 0,32 g/cm³ não foram diferentes estatisticamente, como demonstram as figuras 1-3 e a tabela 1.

A análise das variáveis obtidas no ensaio de flexão demonstrou que a tensão máxima e a força de ruptura foram maiores no

Tabela 1: Médias obtidas a partir dos 18 corpos de prova de cada PCF no ensaio de compressão.

ENSAIO DE COMPRESSÃO			
Densidade do Bloco (g/cm ³)	Força Máxima Média (N)	Limite de Proporcionalidade Médio (N)	Tensão de Compressão (Mpa)
0.16	95.08 (21.33)	55.15 (1.88)	1.21 (0.27)
0.24	176.76 (55.86)	113.43 (2.93)	2.25 (0.71)
0.32	361.42 (146.4)	223.12 (8.64)	4.60 (1.86)
0.64	1493.95 (264.2)	671.32 (24.4)	19.30 (3.36)

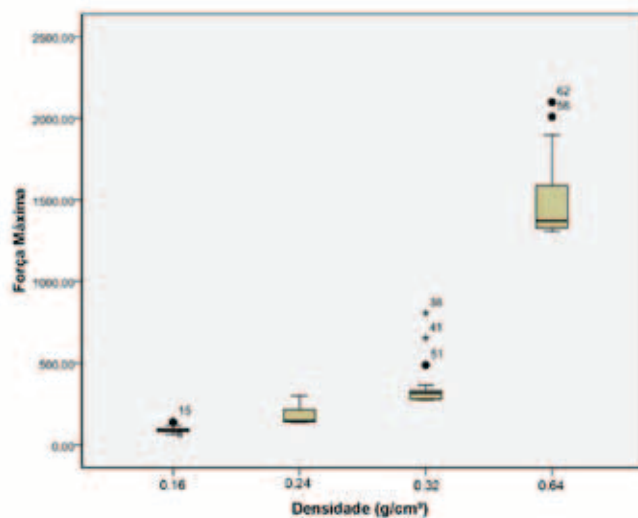


Figura 1: Análise da Força Máxima (N) por densidade de substrato no ensaio de compressão.

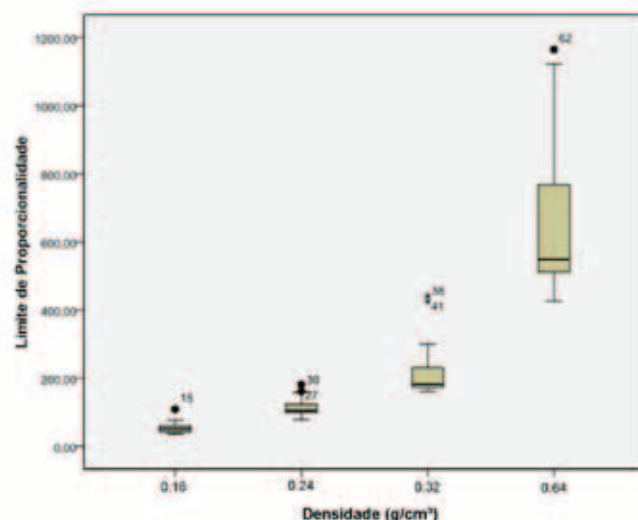


Figura 2: Análise do Limite de Proporcionalidade (N) por densidade de substrato no ensaio de compressão

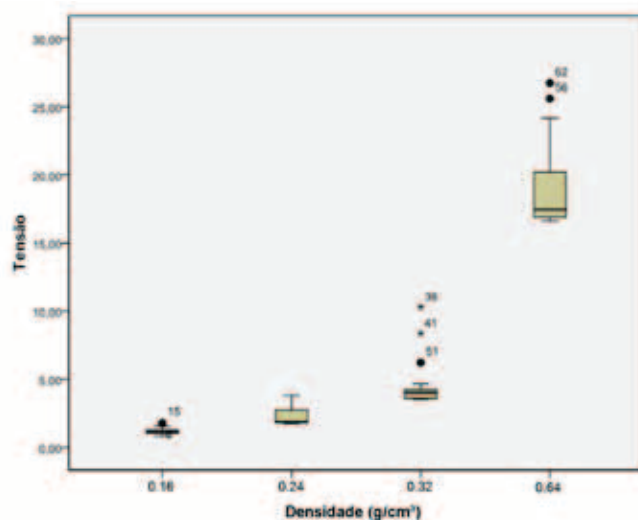


Figura 3: Análise Tensão (MPa) por densidade de substrato no ensaio de compressão

substrato de 0,64 g/cm³, seguido pelo de 0,32 g/cm³, e depois o de 0,24 e 0,16 g/cm³, os quais não apresentaram diferenças estatísticas entre si.

Considerando-se a variável deformação na tensão máxima, o osso sintético de 0,16 g/cm³ apresentou os maiores valores, com diferença estatisticamente significativa do bloco de 0,24 g/cm³, que apresentou valores menores, porém sem diferença estatística do bloco de 0,32 g/cm³. O bloco de 0,64 g/cm³ apresentou os menores valores nesta variável (figuras 4-6 e tabela 2).

Tabela 2: Médias obtidas a partir dos 12 corpos de prova de cada PCF no ensaio de flexão.

ENSAIO DE FLEXÃO			
Densidade do Bloco (g/cm ³)	Tensão na Força Máxima Média (MPa)	Força de Ruptura Média (kgf)	Deformação na tensão máxima média (mm)
0.16	2.59 (0.48)	2.70 (0.5)	13.05 (2.41)
0.24	4.15 (0.94)	4.33 (0.99)	10.16 (1.9)
0.32	7.89 (3.07)	8.19 (3.11)	10.46 (3.53)
0.64	20.37 (5.19)	21.21 (5.43)	6.60 (1.05)

DISCUSSÃO

Para a realização deste estudo optou-se pela utilização de ossos sintéticos com densidades semelhantes às encontradas nas maxilas humanas, uma vez que esses substratos permitem a padronização dos espécimes e homogeneidade das amostras¹⁴⁻¹⁵, o que influenciaria amplamente na análise estatística. No entanto, há ausência de informações na literatura sobre a marca comercial utilizada.

O desenvolvimento de ossos sintéticos que com propriedades mecânicas similares aos ossos naturais é de extrema importância porque os ossos naturais apresentam dificuldade de armazenamento e homogeneidade de amostras. Além disso, existem características que podem influenciar na confiabilidade e validade das mensurações, como fenestrações frequentemente desconhecidas¹⁶. Estas características fazem necessária uma amostra de grande tamanho para obter uma significância satisfatória nas comparações estatísticas, tornando a realização do estudo dificultada por problemas médico-legais de obtenção, disponibilidade, manipulação, preparação e preservação de ossos naturais¹⁵.

Apesar da geometria interna do osso artificial diferenciar-se do osso natural em tamanho e distribuição de trabéculas, este material tem sido usado com frequência em pesquisas¹⁴⁻¹⁵ como substituto de osso trabecular²³, além de ser extremamente utilizado para treinamento prévio de cirurgias bucomaxilofaciais e inserção de implantes durante o treinamento de cirurgiões-dentistas²³.

Os ossos sintéticos de poliuretana utilizados no presente estudo são preconizados pela *American Society for Testing Materials* (ASTM F543)¹⁷ como material com propriedades mecânicas que simulam o osso para análise de implantes ortopédicos¹⁸, e frequentemente utilizados em estudos que analisam estabilidade primária¹⁸⁻²².

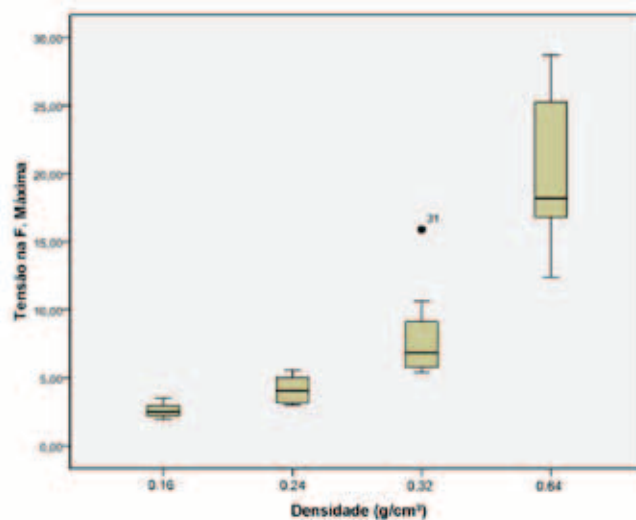


Figura 4: Análise Tensão na força máxima (MPa) por densidade de substrato no ensaio de flexão.

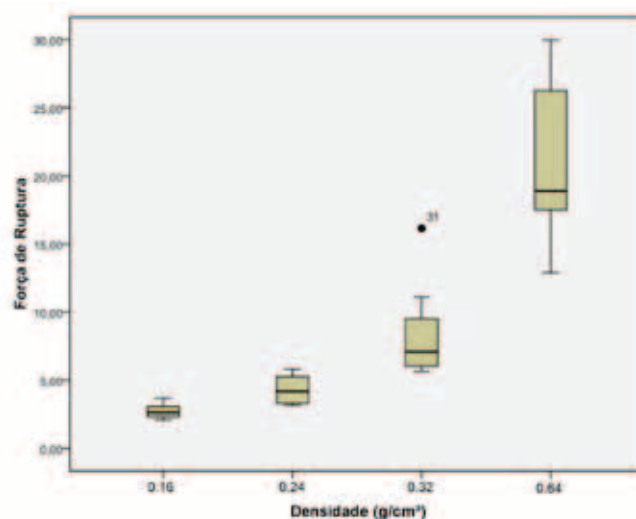


Figura 5: Análise da Força de Ruptura (kgf) por densidade de substrato no ensaio de flexão.

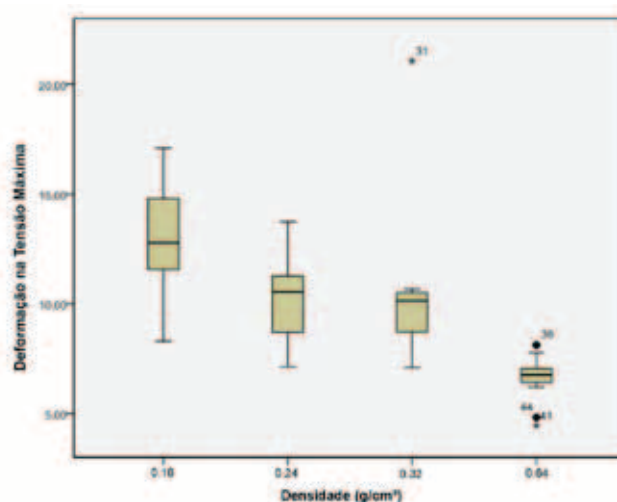


Figura 6: Análise Deformação na tensão máxima (mm) por densidade de substrato no ensaio de flexão.

Estudos mostram que ossos sintéticos à base de poliuretana podem simular estudos com implantes inseridos em ossos trabeculares²⁴. Entretanto ensaios mecânicos utilizando estes substratos são necessários para o aperfeiçoamento de suas propriedades e ampliação de sua utilização para que não ocorra a super ou subestimação do mesmo²⁵⁻²⁶. Pesquisas utilizando poliuretana sugerem que substratos e ossos naturais submetidos a ensaios mecânicos em que não há prevalência de torção comportam-se de maneira similar¹⁴⁻¹⁵.

Diante destes resultados o objetivo do trabalho foi avaliar as propriedades mecânicas de uma poliuretana a fim de viabilizar sua aplicação em estudos que utilizam implantes odontológicos e outros instrumentos, como placas e redutores utilizados em cirurgia ortognática.

O ensaio de compressão foi escolhido para obtenção da tensão máxima para ocorrer uma deformação fixa de 5 mm, conforme estabelecido nesse estudo; a tensão máxima, indica qual a maior força que o material suporta por milímetro quadrado, o que corresponde à resistência interna do material à uma carga compressiva. Esta é calculada através da razão entre a força e a área do corpo de prova (78,5 mm² para este estudo)¹³.

O limite de proporcionalidade obtido representa a maior força exercida capaz de fazer com que o material sofra deformação elástica reversível, ou seja, a deformação que é recuperada após a remoção da carga. Após esse limite a deformação que o material sofre é denominada plástica irreversível, o que pode fazer com que o material seja encurtado¹³. Este dado demonstra qual a relação entre a tensão exercida sobre o material durante a colocação de um implante e a deformação que pode causar sobre o material, interferindo assim na estabilidade primária e, conseqüentemente, na osseointegração.

Sotto-Maior (2010)²⁷, afirmou que quanto maior o torque de inserção utilizado durante a inserção de implante, maior a concentração de tensões de compressão é gerada sobre o tecido ósseo circundante ao implante. Esta concentração de tensões pode causar insucesso no ato cirúrgico devido à formação de microtrincas^{10,26,28-29} no tecido ósseo causadas pela aplicação de forças excessivas. A presença de microtrincas pode diminuir a resistência óssea por se tornarem pontos de dissipação de energia, que levam o tecido ao estado de fadiga e provocam alteração na sua competência mecânica³⁰.

Associando este conhecimento à necessidade de estabilidade primária para que o implante seja osseointegrado, um material que proporcione inúmeras microtrincas durante o ensaio mecânico provavelmente não seria um material que pudesse ser comparado à realidade clínica para estudos com implantes, pois haveria ausência de estabilidade primária e conseqüente insucesso da osseointegração.

No presente estudo a força máxima de compressão das poliuretanas aumentou com o aumento da densidade, assim como no estudo de Thompson (2003)³¹. Segundo seu trabalho, a poliuretana de 0,2 g/cm³ apresentou os maiores valores de tensão de compressão comparado a substratos de outras densidades, mas sem demonstrar correlação linear com a densidade. Já a poliuretana de 0,32g/cm³ apresentou média de 5,14 MPa para esta variável, diferentemente de nosso estudo, que apresentou tensão média de 4,60 MPa. Além disso, em nosso trabalho os maiores valores para essa variável foram encontrados no substrato de

0,64 g/cm³. A diferença também ocorreu em relação ao estudo de Patel³², cujos valores foram superiores ao nosso (0,16 g/cm³=19 MPa, e 0,32 g/cm³= 66 MPa). Essa diferença entre os resultados obtidos em cada pesquisa pode ser justificada pelo uso de poliuretanas de marcas comerciais distintas.

Segundo norma da ASTM¹², os respectivos valores de tensão de compressão para 0,16; 0,24; 0,32 e 0,64 g/cm³ seriam 1.74, 3.82, 6.63 e 24.60 MPa; enquanto que os valores médios encontrados para esta variável em nosso estudo foram 1.20, 2.25, 4.60 e 19.30.

Já o ensaio de flexão demonstrou que a poliuretana de 0,64 g/cm³ possui maior tensão máxima, isto é, suporta maior quantidade de força por área e, conseqüentemente, foi a densidade com menor deformação na tensão máxima. Este comportamento pode ser justificado pela presença de um maior número de trabéculas dispostas com maior proximidade umas das outras.

Neste estudo, embora todas as densidades pertençam ao mesmo fabricante, o grupo de 0,16 g/cm³ apresentou maior homogeneidade, pois apresentou os menores valores de desvio padrão para as variáveis analisadas. Isto significa que nas diversas posições do bloco de onde foram retirados os corpos de provas há as mesmas características, demonstrando que o material mantém homogeneidade durante o processo de fabricação. Apesar disso, não é a densidade indicada para estudos com implantes odontológicos, pois não representaria uma densidade intermediária de osso, mas sim um osso extremamente esponjoso.

Apesar do conhecimento do comportamento mecânico dos substratos de poliuretana, é necessário que mais estudos que compare o seu comportamento aos de ossos naturais sejam realizados para que se compreenda a real similaridade entre ambos, permitindo assim, que o uso dos ossos sintéticos seja melhor empregado.

CONCLUSÃO

Dentro dos limites deste estudo, o mesmo sugere que os ossos sintéticos de 0,16 g/cm³ são mais homogêneos, no entanto mais frágil, o que a contraindica para estudos com implantes devido à sua baixa representatividade. A poliuretana de 0,64 g/cm³ se apresentou mais rígida, sendo a mais indicada para ensaios mecânicos com implantes.

REFERÊNCIAS

01. Trisi P, Perfetti Q, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral implants Res.* 2009; 20:467-71.
02. Le Guénnec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface Treatments of Titanium Dental Implants for Rapid Osseointegration. *Dental Mater.* 2007;23: 844-54.
03. Kim JW, Baek SH, Kim TW, Chang YI. Comparison of stability between cylindrical and conical type mini-implants. *Angle Orthod.* 2008;78: 692-8.
04. Massaro C, Rotolo F, De Riccardis F, Milella E, Napoli A, Wieland M. Comparative investigation of the surface of commercial titanium dental implants. *J Mater Sci. Mater Med.* 2002;13:535-48.
05. Mesa F, Muñoz R, Noguerol B, Luna JD, Galindo P, O'valle F. Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19:196-200.
06. Ohta K, Takechi M, Minami M, Shigeishi H, Hiraoka M, Nishimura M, Kamata N. Influence of factors related to implant stability

- detected by wireless resonance frequency analysis device. *J Oral Rehabil.* 2010;37:31-137.
07. Turkyilmaz I, Mcglumphy EA. Influence of bone density on implant stability parameters and implant success: a retrospective clinical study. *Biomed Central Oral Health.* 2008;8:1-8.
 08. Akça K, Chang TL, Tekdemir I, Fanuscu MI. Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micromorphometric. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17:465-472.
 09. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C, Ozbek EN. Assessment of correlation between computerized tomography values of the bone, and maximum torque and resonance frequency values at dental implant placement. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12):881-8.
 10. Wang Z, Zhao Z, Xue J, Song J, Deng F, Yang P. Pullout strength of miniscrews placed in anterior mandibles of adult and adolescent dogs: A microcomputed tomographic analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthoped.* 2010;137:100-7.
 11. Tsai WC, Chen PQ, Wulu T, Wu SS, Shih KS, Lin SC. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. *Biomed Central: Musculoskeletal Disorders.* 2009;10:1-9.
 12. American Society for Testing and Materials. ASTM F1839, standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopaedic devices and instruments. West Conshohocken: ASTM; 2008. doi:10.1520/F1839-08.
 13. Anusavice JK. Phillips – Materiais Dentários. 11 ed. Elsevier: Rio de Janeiro; 2005. Cap. 4, p. 69-90.
 14. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical Validation of Whole Bone Composite Fêmur Model. *J Biomechanics.* 1996;29:525-35.
 15. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical Validation of Whole Bone Composite Tibia Models. *J Biomechanics.* 2000;33:279-88.
 16. Brouwers JEIG, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, Naeije M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil.* 2009;36(4):279-83.
 17. American Society for Testing Materials. Standard Specification and Test Methods for Metallic Medical Bone Screws. Disponível em: <http://www.astm.org>. Acesso em: 20-01-2011.
 18. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of Implant Design on Initial Stability of Tapered Implants. *J Oral Implant.* 2009;35(3):130-5.
 19. Zamarioli A, Simões PA, Shimano AC, Defino HLA. Insertion torque and pullout strength of vertebral screws with cylindrical and conic core. *Rev Bras Ortop.* 2008;43(10):452-59.
 20. Wen-Chi T, Po-Quang C, Tung-Wu L, Shing-Sheng W, Kao-Shang S, Shang-Chih L. Comparison and prediction of pullout strength of conical and cylindrical pedicle screws within synthetic bone. *BMC Musculoskelet Disord.* 2009;10:1-9.
 21. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of the surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with a density equivalent to maxillary bone: a laboratory study. *Clin Oral Impl Res.* 2009;20:327-32.
 22. Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Impl Res.* 2010;21(2):213-20.
 23. Calvert KL, Trumble KP, Webster TJ, Kirkpatrick LA. Characterization of commercial rigid polyurethane foams used as bone analogs for implant testing. *J Mater Sci Mater Med.* 2010;21(5):1453-61.
 24. Szivek JA, Thompson JD, Benjamin JB. Characterization of three formulations of a synthetic foam as models for a range of human cancellous bone types. *J Appl Biomater.* 1995;6:125-8.
 25. Palissery V, Taylor M, Browne M. Fatigue characterization of a polymer foam to use as a cancellous bone analog material in the assessment of orthopaedic devices. *J Mater Sci. Mater Med.* 2004;15:61-7.
 26. Wähnert D, Hoffmeier KL, Klos K, Stolarczyk Y, Fröber R, Hofmann GO, Mückley T. Biomechanical Characterization of an Osteoporotic Artificial Bone Model. *J Biomater Appl.* 2010. [Epub ahead of print]
 27. Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Almeida EO, Freitas-Júnior AC, Anchieta RB, Del Bel Cury AA. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. *Braz Dent J.* 2010;21(6):508-14.
 28. Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(3):303-13.
 29. Warreth A, Polyzois I, Lee CT, Claffey N. Generation of microdamage around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(12):1300-6.
 30. Augat P, Schorlemmer S. The role of cortical bone and its microstructure in bone strength. *Age Ageing.* 2006;35(2):ii27-ii31.
 31. Thompson MS, McCarthy ID, Lidgren L, Ryd L. Compressive and shear properties of commercially available polyurethane foams. *J Biomech.* 2003;125:732-4.
 32. Patel PS, Shepherd DE, Hukins DW. Compressive properties of commercially available polyurethane foams as mechanical models for osteoporotic human cancellous bone. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:137.

ABSTRACT

Bone density is an important factor in the primary stability of dental implants, which could compromise the clinical success of the rehabilitation treatment. Synthetic bones have been used as bone substitute for analysis of primary stability of implants because of its similarity to natural bone, with the advantage of being homogeneous and present themselves in various densities. Objective: Evaluate different densities of polyurethane used as synthetic bone for implant placement, through compression and bending tests. Methods: Mechanical tests of compression and flexion were performed on 120 specimens of polyurethanes of 10 PCF(0.16 g/cm³), 15 PCF(0.24 g/cm³), 20 PCF (0.32 g/cm³)

and 40 PCF (0.64 g/cm³), and the results were analyzed by ANOVA and Tukey tests ($\alpha = 5\%$). Results: The compression test showed that the 0,64 g/cm³ polyurethane showed the highest values of maximum force, which was statistically different ($p < 0.05$) from other groups: 0.16 g/cm³ = 0.24 g/cm³ < 0.32 g/cm³ < 0.64 g/cm³. For the bending test, two properties were analyzed: 1 - strain at maximum strength: polyurethanes were similar to those observed in compression testing; 2 - deformation at maximum strain: 0.64 g/cm³ had the lowest values of deformation ($p < 0, 05$). Conclusion: The polyurethane of higher density is more suitable for mechanical testing with implants.

KEYWORDS: Bone density, material resistance, mechanical stress

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Andréa Candido dos Reis

Endereço: Av. do Café, s/nº, CEP: 14040-904;

Ribeirão Preto; São Paulo - Brasil.

Telefone: 55 16 3602-4044

E-mail: andreare73@yahoo.com.br