

EFEITO DAS DIMENSÕES DOS IMPLANTES DENTÁRIOS NA DEFORMAÇÃO DO OSSO

EFFECT OF IMPLANT DIAMETER AND LENGTH ON BONE DEFORMATION

Larissa Ramos Xavier Coutinho Nascimento, larissarxc25@gmail.com, ORCID: orcid.org/0000-0001-6533-5598

Guilherme Monteiro Torelly, gtorelly@ime.eb.br, ORCID: orcid.org/0000-0003-3019-2069

Autor correspondente: Carlos Nelson Elias, elias@ime.eb.br, ORCID: orcid.org/0000-0002-7560-6926

RESUMO

O diâmetro e o comprimento do implante são parâmetros que o cirurgião escolhe ao planejar todo o processo de reabilitação oral. É fundamental entender como esses parâmetros influenciam na estabilidade primária e quantificar a tensão que os implantes dentários transferem ao osso adjacente, estimando o prognóstico, pois a tensão excessiva na interface osso-implante pode resultar na falha do implante.

Objetivo: Avaliar a influência do diâmetro e comprimento do implante na deformação do tecido ósseo ao redor do implante e sugerir metodologia científica para selecionar o diâmetro e o comprimento apropriados do implante.

Materiais e Métodos: Neste estudo foi usado como corpo de prova espuma rígida de poliuretano da empresa nacionalossos de 30 PCF (0,48 g/cm³), onde foram instalados implantes usinados Master Screw da empresa Conexão de 3 diâmetros diferentes (3.3mm, 4.0mm e 5.0mm com 15mm de comprimento). Para avaliar a influência do comprimento na deformação do osso, implantes Master Screw de 3 comprimentos (11,5mm, 13mm e 15mm com 5mm de diâmetro) foram instalados. A deformação foi medida pelo uso de strain gages.

Resultados: Os dados indicam que o aumento do diâmetro aumenta a deformação, o torque de inserção e a tensão no corpo-de-prova. O aumento do comprimento reduz a deformação, o torque de inserção e a tensão no osso sintético.

Conclusão: O aumento do diâmetro eleva a estabilidade primária dos implantes, mensurada pelo aumento do torque de inserção, com maior deformação e tensão no corpo-de-prova. O aumento do comprimento distribui melhor a tensão de compressão, resultando em menor deformação na espuma rígida de poliuretano.

Palavras-Chaves: Dental implants, diameter, length, Strain, stress.

1 Introdução

Há interesse crescente em estudos da interface implante-osso para avaliar a transferência das forças mastigatórias ao osso adjacente e suas implicações biológicas e no prognóstico dos implantes. A estabilidade

mecânica dos implantes inicia-se no momento da instalação, o que carece de informações na literatura sobre o limite de tensão de compressão que é transmitida ao osso. A osseointegração será condicionada a estímulos biomecânicos que afetarão diretamente esse contato osso-implante.

Quando a tensão ultrapassa o limite de resistência do osso, ocorrem microdanos e fraturas microscópicas na matriz óssea que levam à reabsorção.¹

Uma mudança de sinal biomecânico pode iniciar o processo de remodelação, no qual o osso tenta se adaptar a um novo ambiente mecânico.² Frost propôs a teoria mecano-estática, que prevê que a remodelação óssea permanece inativa para cargas que causam deformações em uma faixa entre 200-400 microdeformações ($\mu\epsilon$). Se existirem deformações maiores, na faixa de 400-3000 $\mu\epsilon$, pode ocorrer um aumento da densidade óssea. Um acúmulo de microdanos é previsto com valores entre 4000-25000 $\mu\epsilon$. Frost estabeleceu 4000 $\mu\epsilon$ como o possível valor limite de deformação para atingir uma sobrecarga óssea patológica.²

Fatores como a rugosidade da superfície, o torque de inserção, a estabilidade primária, o protocolo cirúrgico e manutenção da higiene oral pré e pós-cirúrgica contribuem para a sobrevivência a longo prazo dos implantes dentários.³

A seleção apropriada do diâmetro do implante é geralmente baseada na quantidade de osso disponível.⁴ Havendo altura óssea insuficiente, o uso de implantes com maior diâmetro pode aumentar a área de contato osso-implante. Menores tensões no osso são observadas em implantes de maior diâmetro, a partir de medições com aplicação de cargas axiais em pilares, em estudos por elementos finitos, resultando em melhor distribuição da tensão no osso periimplantar. Um aumento no diâmetro do implante reduz significativa da tensão, particularmente no osso cortical, enquanto o comprimento do implante tem certa influência nos padrões da tensão na interface do implante- osso trabecular.⁵

Trabalhos mostram que com o mesmo comprimento de fixação no osso os implantes com diâmetros maiores, com aplicações de cargas axiais, criaram menor tensão no osso do que os implantes com diâmetros menores.⁶ Os implantes de diâmetros maiores têm maior resistência à fratura e maior estabilidade inicial.⁷

No entanto, o uso clínico de implantes largos é limitada pela espessura do rebordo alveolar residual. Yu et al. sugeriu que o diâmetro do implante deveria ser pelo menos metade da largura do rebordo alveolar⁸, entretanto, rebordos alveolares mais estreitos podem aumentar a tensão óssea.⁹

A tensão e a deformação no osso têm magnitudes diferentes de acordo com o local da estrutura implanto-suportada. Outros parâmetros que influenciam são o tipo de carregamento, a interface osso-implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características das superfícies do implante, tipo e material da prótese e qualidade e quantidade do osso adjacente. Durante o carregamento centralizado, a tensão máxima está localizada na cortical do osso, isso ocorre na área de contato com o implante. Quando a tensão máxima está no osso trabecular há uma concentração desta em torno do ápice do implante. No osso cortical, a

distribuição da tensão é restrita à área imediata ao redor do implante, mas no osso trabecular, a distribuição da tensão é em uma área mais ampla.¹⁰

No entanto, usar o implante de maior diâmetro pode ser que não seja a melhor escolha, pois os limites morfológicos e mecânicos do osso circundante devem ser considerados para a escolha de um tamanho de implante ideal para reduzir a tensão na interface osso-implante.¹⁰

Esta pesquisa analisa a influência do diâmetro e do comprimento dos implantes no torque de inserção, na deformação e na tensão no osso perimplantar.

2 Material e Método

No presente trabalho foram realizados ensaios para determinar a deformação do osso sintético durante a instalação de implantes. As deformações foram quantificadas com uso de strain-gage.

O objetivo do presente trabalho foi correlacionar as deformações do osso com a tensão de compressão, o torque de inserção e comparar a influência do diâmetro e do comprimento. Foram instalados 5 implantes de 3 diâmetros diferentes (3.3mm, 4.0mm e 5.0mm) e mesmo comprimento (15mm). Para avaliar a influência do comprimento 3 implantes Master Screw de comprimentos diferentes e mesmos diâmetro foram instalados em 3 corpos de prova contendo 5 perfurações.

Para os implantes de diâmetro 5.0 e 13 - 15mm de comprimento a perfuração inicial foi realizada com broca piloto de 2 mm de diâmetro, com rotação de 1.200 rpm e perfuração sequencial de com brocas de 2,5-, 3,0-, 3,5-, 4,0- e 4,5 mm diâmetro. Para implantes de diâmetro 3.3 a última broca usada foi a 3.0mm.

Os implantes foram inseridos em blocos de osso sintético de espuma rígida de poliuretano. Os blocos com densidade de 30 PCF (0,48 g/cm³) foram produzidos pela empresa NacionalOssos® (Jaú, São Paulo, Brasil). O material exibe propriedades mecânicas semelhantes à do osso esponjoso humano. As propriedades dos blocos são discriminadas na norma ASTM F-1839-08 (Standard Specification for Rigid Polyurethane for use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments), mostrado nas figuras 1 e 2.

O módulo de elasticidade dos blocos de poliuretano foi determinado em ensaios anteriores de compressão realizados no laboratório de ensaios mecânicos do IME (Instituto Militar de Engenharia). O módulo de elasticidade para a espuma rígida de poliuretano 30 PCF é de 305,73 MPa, com desvio padrão de 9,48, compatível com o osso D2 (NacionalOssos®, Jaú- São Paulo, Brasil). A escolha do osso sintético se deve as suas propriedades homogêneas que difere do osso natural que variam com o doador e local de remoção. Os blocos de poliuretano têm dimensões de 50 mm de largura e altura de 19 mm. A espessura foi determinada de forma a manter uma margem de 1 mm em cada lado do implante, conforme exposto nas figuras 1 e 2.

Foram usados Strain gages (SG) retangulares (Model PA-06-040 AB-120 - Excell Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brazil) que apresentam resistividade (R) de 120 Ω , largura de 1,57 mm, comprimento de 3,81 mm e área de 5,982 mm² e são indicados para medidas de

deformações de até 50.000 $\mu\text{m}/\text{m}$. Os strain gages foram colados na borda superior dos blocos de poliuretano na direção das perfurações de inserção dos implantes com pequena quantidade de adesivo à base de cianoacrilato (Super Bond) na superfície dos corpos de prova, conforme observados nas figuras 1, 2 e 3.

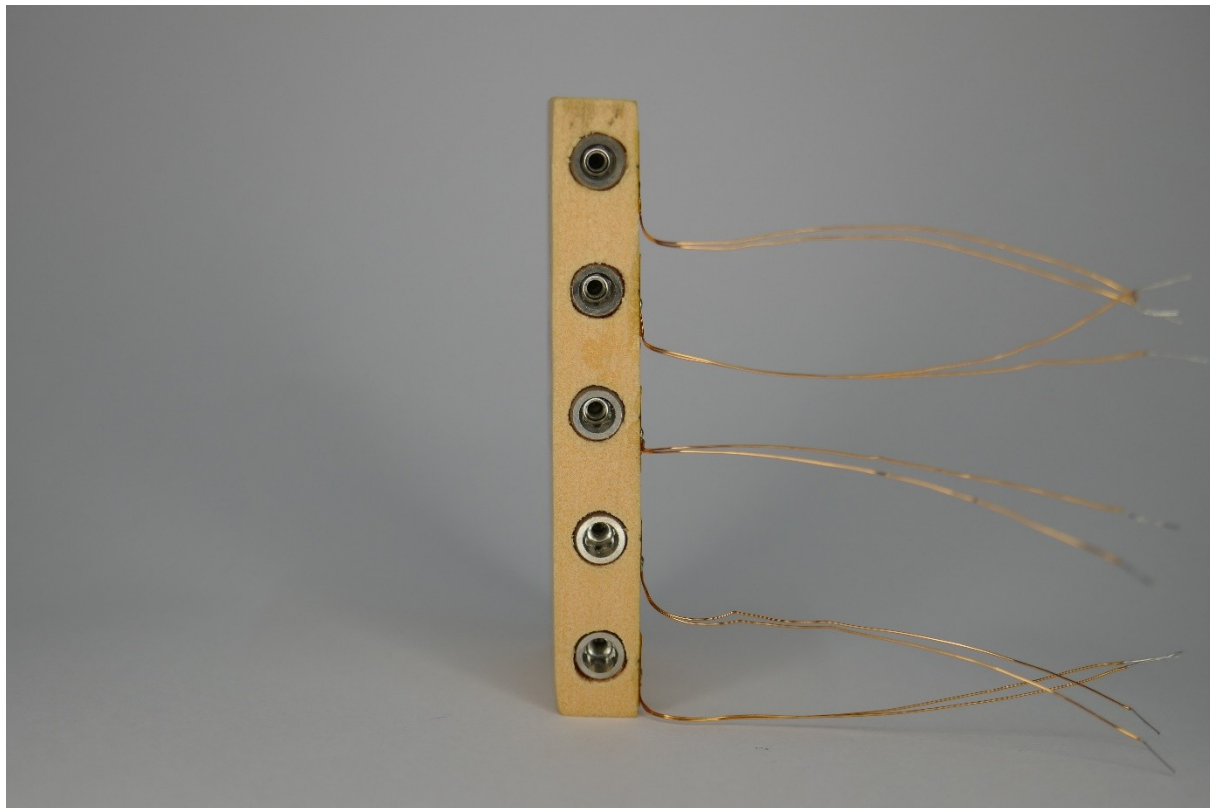


Figura 1: Corpo de prova de espuma rígida de poliuretano 30 PCF com implantes dentários instalados.

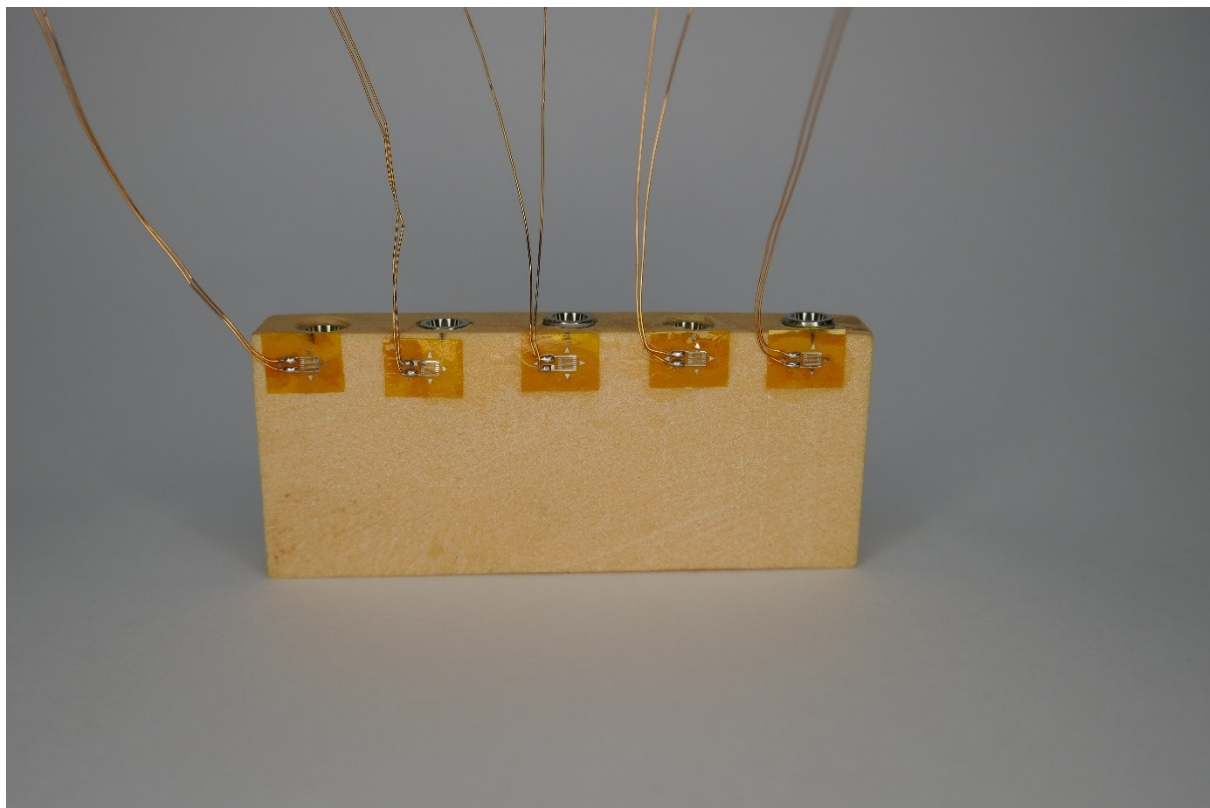


Figura 2: Corpo de prova mostrando a disposição dos strain gages.

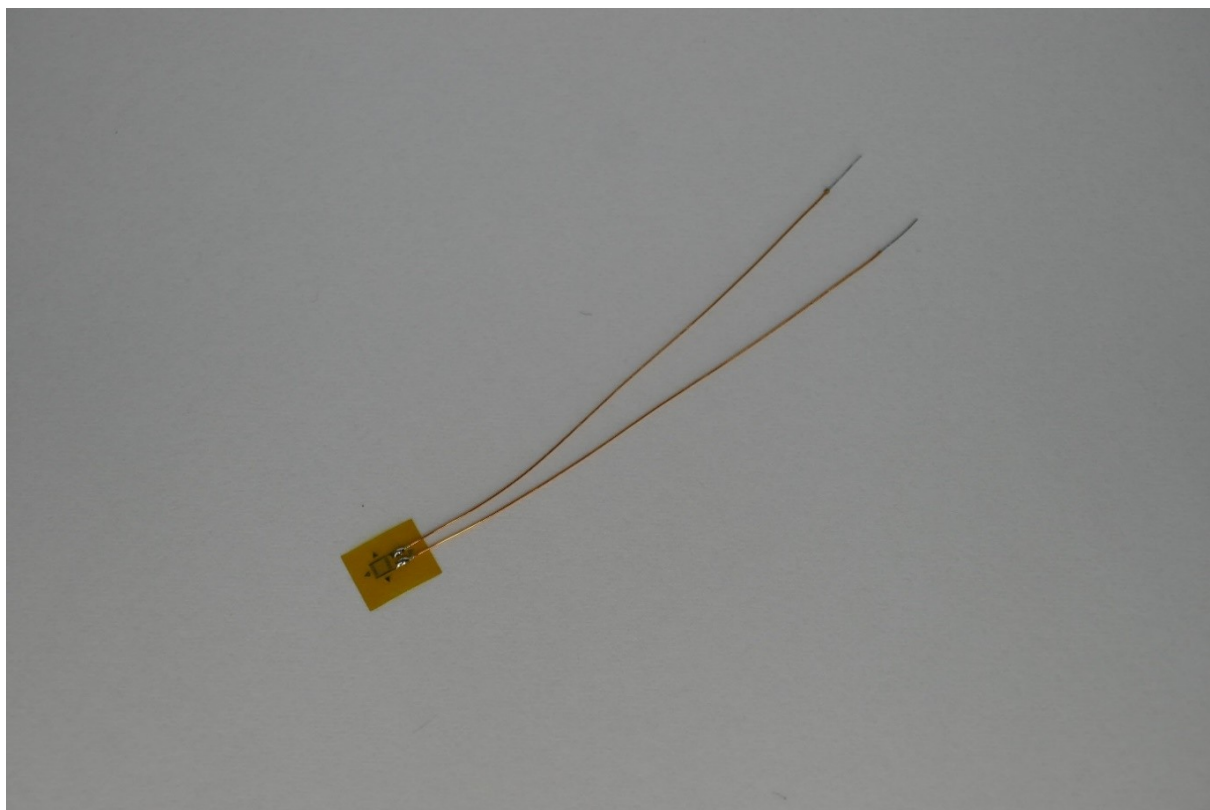


Figura 3: Strain gages (SG) retangulares (Model PA-06-040 AB-120
- Excell Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brazil).

O eixo de medição foi alinhado perpendicularmente às perfurações. Essa configuração permitiu a quantificação das deformações resultantes da tensão tangencial, durante a inserção dos implantes. Em cada bloco de poliuretano foram instalados cinco implantes, com espaçamento de 10 mm entre eles, conforme observado nas figuras 1 e 2.

O bloco foi fixado a um torquímetro digital TSS400 (FUTEK, Irvine, CA, USA) com capacidade de 113 N.cm. A perfuração para inserção do implante foi alinhada ao eixo de rotação do motor. Os strain gages foram conectados à interface analógico-digital (ADC) Spider 8 (HBM, Darmstadt, Germany). O sistema foi configurado para uma taxa de aquisição de dados de 50 Hz, com resolução de 16 bits. Os implantes foram inseridos com emprego de um motor de passo com rotação constante de 25 rpm.

Antes de cada leitura foi realizada a calibração automática do strain gage, através do filtro ativo de potência “shunt active” e sem aplicação de carga. Os dados coletados nos ensaios de extensometria foram transferidos para uma planilha do tipo Excel (Windows Office) para processamento.

3 Resultados

Mostra-se na tabela 1 as deformações, torques e tensões induzidas no osso sintético com as inserções dos diferentes implantes.

As variações das deformações durante as inserções são mostradas nas figuras 5 a 10.

I M P L A N T E S	C o m p r i m e n t o e D i â m e t r o	D e f o r m a ç ã o (μ m) M é d i a	D e s v i o	T o r q u e M é d i a	D e s v i o P a d r ã o	σ (M P a)
M a	4 .	6 7	8 2	3 3	5 ,	2 ,

s t e r s c r e w	0 x 1 5 m m	7 9 3	1 3	, 4 5	3 5	3
M a s t e r s c r e w	5 . 0 x 1 5 m m	7 4 8 0 6 5 4	2 7 4 0 1	5 1 7 2 8	4 2	2 4
M a s t e r s c r e w	3 . 3 X 1 1 5 m m	3 3 9 2 5 9	8 7 4 2	1 2 9	4 6 1	1 1
M a s t e r s c r e	3 3 X 1 3 m m	3 3 1 1 9	1 0 4 2 5 2	1 1	0 7 1 7	1 0

w						
M a s t e r s c r e w	3 . 3 x 1 5 m m	2 4 9 8 , 8 6 2	2 5 6 , 5	1 0 , 4 1	1 , 7 4 6	0 , 7



Figura 4: Mostrando implante hexágono externo sem tratamento de superfície.

GRÁFICOS DA DEFORMAÇÃO E TORQUE DE INSERÇÃO

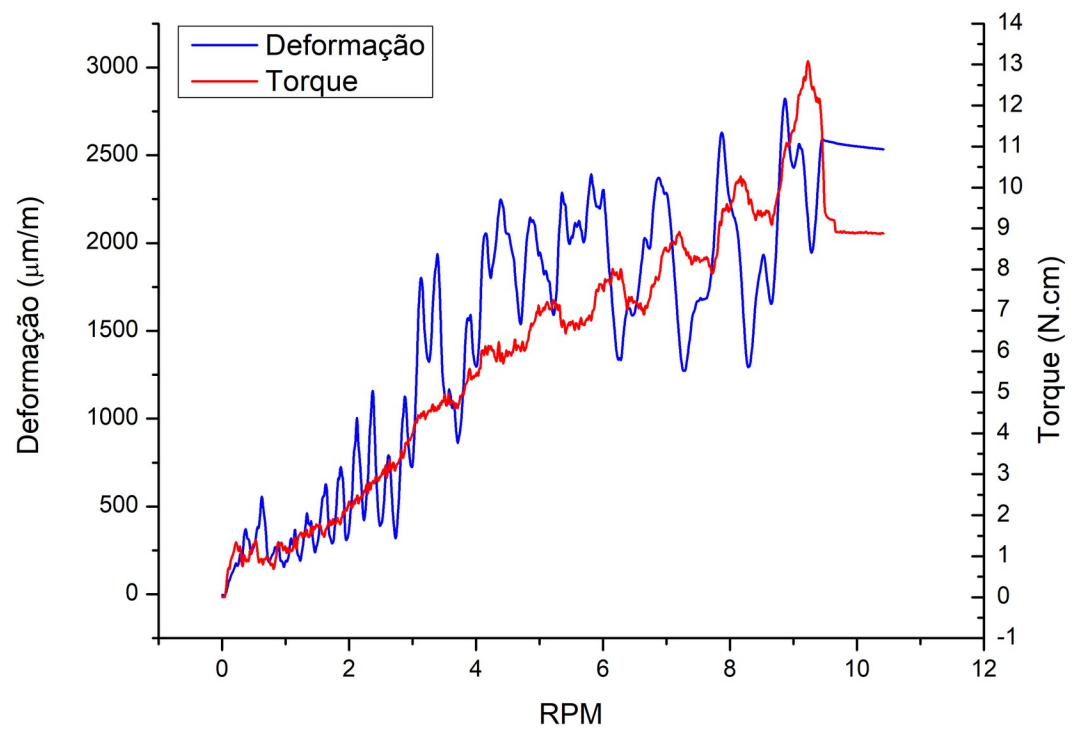


Figura 5: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 3.3x15mm sem tratamento de superfície.

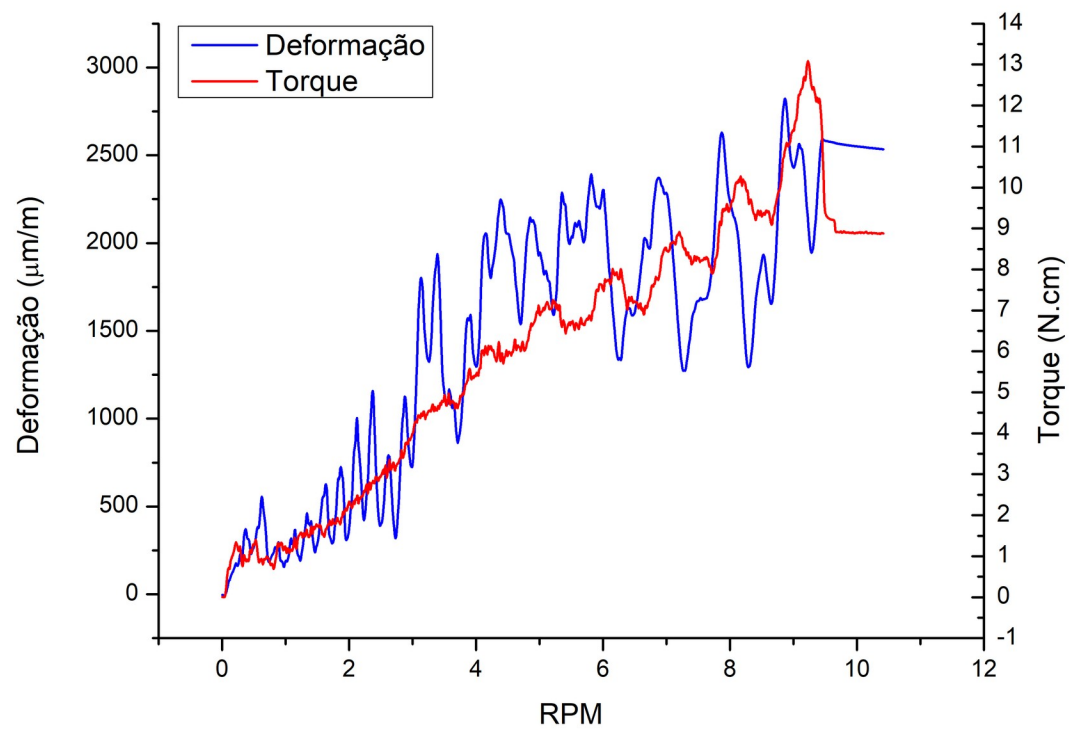


Figura 6: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 4.0x15mm sem tratamento de superfície.

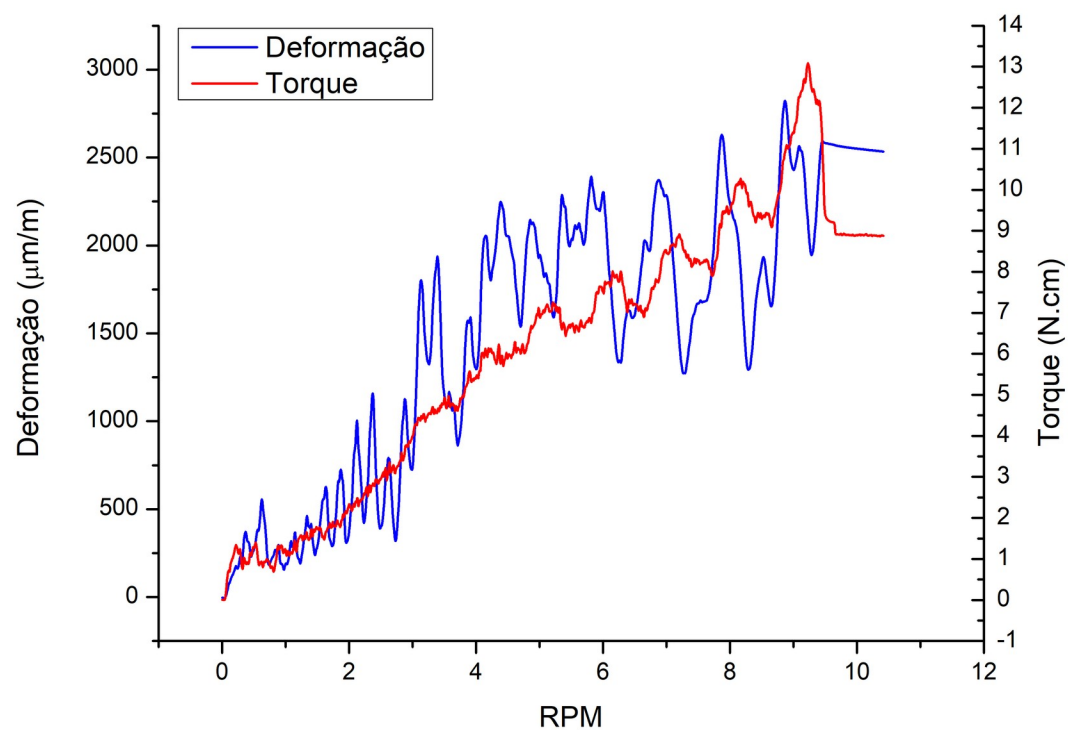


Figura 7: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 5.0x15mm sem tratamento de superfície.

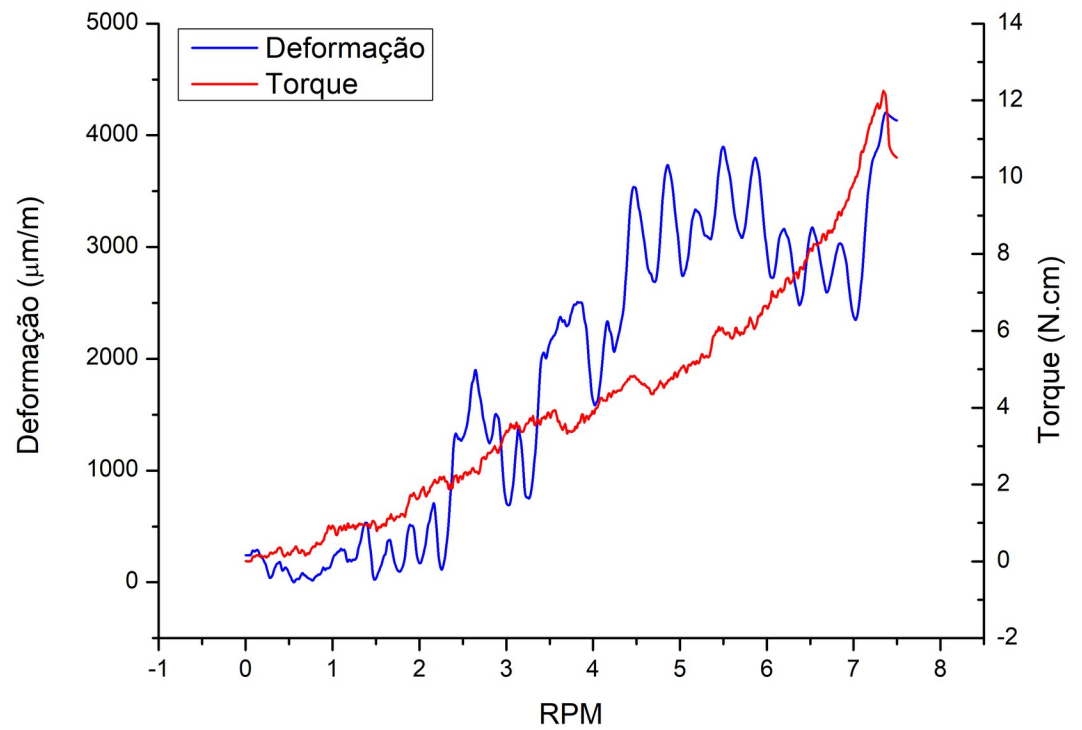


Figura 8: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 3.3x11,5mm sem tratamento de superfície.

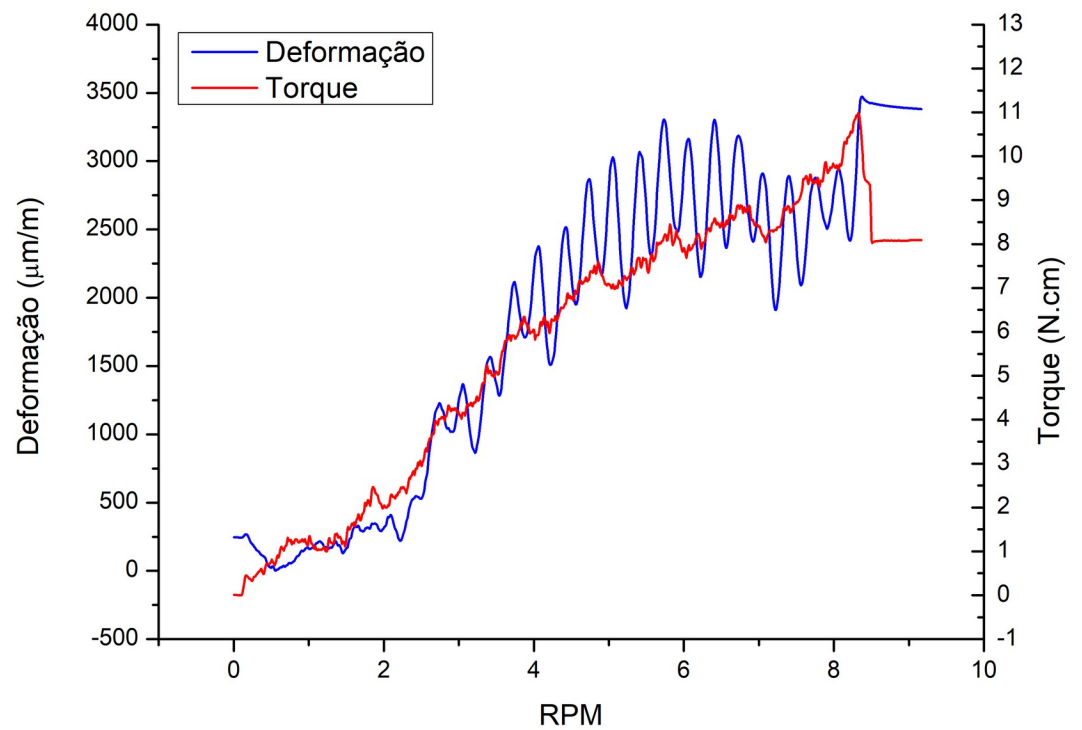


Figura 9: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 3.3x13mm sem tratamento de superfície.

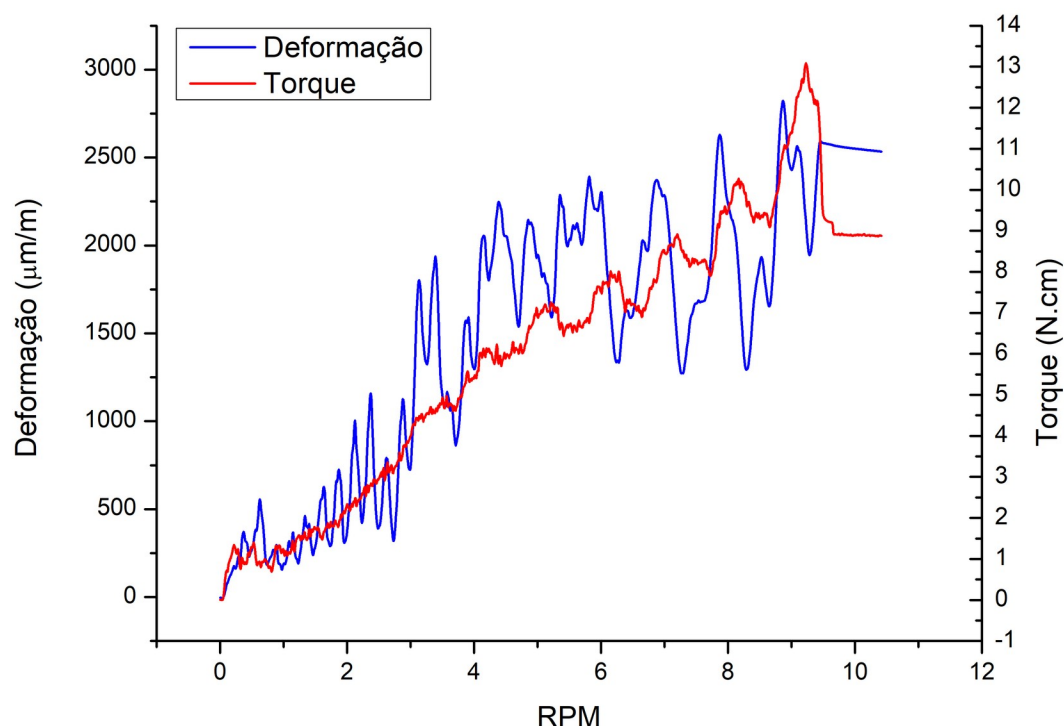


Figura 10: Variação da deformação do osso e do torque durante inserção do implante HE 3.3x15mm sem tratamento de superfície.

4 Análise e Discussão

O torque de inserção é geralmente um dos parâmetros a ser considerado na determinação da estabilidade primária dos implantes.¹¹

Clinicamente, a estabilidade primária do implante obtida com torque de inserção de 25–50 N.cm é recomendada para prevenir micromovimentos que levam ao comprometimento da osseointegração.¹²

Estudos avaliando o efeito do diâmetro do implante e do comprimento por simulação por elementos finitos comprovaram a redução da tensão na interface osso-implante com a aplicação de cargas verticais e oblíquas ao pilar com o aumento do diâmetro e menor efeito com o aumento do comprimento.^{13,14}

Gómez-Polo et al. observaram a influência do aumento do diâmetro e do comprimento no valor do torque de inserção (TI) e no quociente de estabilidade primária (ISQ) do implante e observaram a interferência do diâmetro (TI 26,5 N.cm, ISQ 74,0 em implantes de 3,75 mm vs TI 33,8 N.cm, ISQ 77,0 em implantes de 4,25 mm), mas não do comprimento.¹⁵

Na presente pesquisa observa-se um aumento da deformação e do torque com o aumento do diâmetro, conforme exposto na tabela 1. Esses valores diferem dos encontrados na literatura, pois as medidas da deformação e torque de inserção foram obtidas no momento da instalação dos implantes e não foram resultantes de aplicação de cargas oclusais axiais e oblíquas. Desta forma, a tensão calculada foi a tensão de compressão radial. Assim, o aumento da deformação, do torque de inserção e da tensão no corpo-de-prova se deve ao aumento da área de contato entre os implantes e o bloco de poliuretano.

Considerando o módulo de elasticidade do osso cortical humano igual a 17 GPa e a maior deformação imposta ao osso pelo implante de maior diâmetro (5.0), observa-se que a maior tensão de compressão calculada neste trabalho ($\sigma = 131,8$ MPa) não excede o limite de resistência a compressão do osso (170-190 MPa).¹⁴

No entanto, o aumento do comprimento para implantes de mesmo diâmetro (3.3 mm) causou uma redução na deformação, torque de inserção e tensão perimplantar, mostrado na tabela 1. Este resultado é justificado pelo fato de um aumento do comprimento distribui melhor a tensão no osso ao redor dos implantes pelo aumento da superfície de contato.

Petrie e Williams encontraram resultados semelhantes e relataram que o aumento no comprimento do implante pode facilitar a diminuição na deformação óssea e tensão máxima em comparação com implantes curtos.¹⁶

Barikani et al., 2014 observaram que aumentando o comprimento de implantes usinados cilíndricos de 5mm de diâmetro havia aumento na estabilidade primária medida pelo coeficiente de estabilidade primária (ISQ) com o uso do equipamento osstell mentor.¹⁷

No planejamento clínico de reabilitação oral com implantes considera-se que o aumento do diâmetro pode ser o fator mais eficaz quando comparado com o aumento do comprimento no aumento da estabilidade mecânica dos implantes. Tem sido sugerido que o aumento do diâmetro do implante parece compensar o comprimento.¹⁸

5 Conclusões

1. Implantes de diâmetros maiores apresentaram maiores deformação no corpo-de-prova;
2. O aumento do diâmetro aumenta a tensão de compressão perimplantar no osso, em contraste com dados da literatura que medem a tensão a partir do carregamento axial e oblíquo;
3. O aumento do comprimento reduziu a deformação e o torque de inserção, o que está provavelmente relacionado ao aumento da superfície e a melhor distribuição da tensão de compressão.

Referências

1-Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a threedimensional finite element analysis. J Prosthodont Res 2010; 54:133–42.

2- Frost HM. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2003;275:1081-101.

3- Javed, F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clinical oral investigations*. 2015; 19(1):1-10.

4- Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implants dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. *Implant Dent* 2013;22:40-13.

5- Okumura N, Stegaroiu R, Kitamura E, Kurokawa K, Nomura S. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont Res*. 2010; 54:133-42.

6- Jafarian M, Mirhashemi FS, Emadi N. Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and medical problems*. 2019; 56(1): 27-32.

7- Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: A finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(5):866–876.

8- Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: A quantitative approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;24(1):88-95.

9- Shinya A, Ishida Y, Miura D, Shinya A. The Effect of Implant Length and Diameter on Stress Distribution around Single Implant Placement in 3D Posterior Mandibular FE Model Directly Constructed Form In Vivo CT. *Materials* 2021; 14(23): 7344.

10- Aunmeuntong W, Khongkhunthian P, Rungsiyakul P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. *ORAL & implantology*. 2016; 9(4): 202.

11- Ribeiro-Rotta R, Oliveira R, Dias D, Lindh C, Leles C. Bone tissue microarchitectural characteristics at dental implant sites part 2: correlation with bone classification and primary stability. *Clin Oral Implants Res* 2014; 25(2): 47-53.

12- Trisi P, Perfetti G, 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(5): 467-471.

13- Eazhil R, Swaminathan SV, Gunaseelan M, Kannan GV, Alagesan C. Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2016; 6(6): 590.

14- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;100:422-3.

15- Gomez-Polo, M., Ortega, R., Gomez-Polo, C., Martin, C., Celemin, A., & Del Río, J. Does length, diameter, or bone quality affect primary and secondary stability in self-tapping dental implants? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2016; 74(7):1344-1353.

16-Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16: 486-94.

17- Barikani, H., Rashtak, S., Akbari, S., Fard, M. K., & Rokn, A. (2014). The effect of shape, length and diameter of implants on primary stability based on resonance frequency analysis. Dental research journal. 2014;11(1) 87.

18-Lee JS, Lim YJ. Three-dimensional numerical simulation of stress induced by different lengths of osseointegrated implants in the anterior maxilla. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2013;16:1143-9.