

# Influência do tratamento de superfície na estabilidade primária dos implantes dentários osseointegráveis quantificada com *strain gauge*

Larissa Ramos Xavier Coutinho Nascimento, [larissa.nascimento@ime.eb.br](mailto:larissa.nascimento@ime.eb.br), Orcid 0000-0001-6533-5598  
Carlos Nelson Elias, [elias@ime.eb.br](mailto:elias@ime.eb.br), Orcid 0000-0002-7560-6926  
Guilherme Monteiro Torelly, [gtorelly@gmail.com](mailto:gtorelly@gmail.com), Orcid 0000-0003-3019-2069

**RESUMO:** São propostas várias hipóteses para explicar as falhas dos implantes dentários de titânio osseointegráveis. Entre as possíveis explicações destacam-se as alterações das propriedades mecânicas dos ossos maxilares, a técnica cirúrgica empregada com uso de torques excessivos, a forma inadequada dos implantes e o tratamento deficiente da superfície dos implantes. Os objetivos deste trabalho são medir a deformação no osso, quantificar o torque de inserção e analisar a influência do tratamento da superfície na estabilidade primária dos implantes dentários. Foram realizados ensaios de extensometria com o uso de *strain gauges* e determinado o torque de inserção dos implantes em osso sintético de poliuretano com densidade 30 PCF (0,48 g/cm<sup>3</sup>). Nos ensaios foram quantificadas as deformações no osso sintético e os torques máximo de inserção de implantes com a superfície tratada com duplo ataque ácido e sem tratamento (usinado). Os resultados mostraram que os implantes sem tratamento de superfície induzem maior deformação no osso, necessitam de menor torque de inserção, possuem menor estabilidade primária e em alguns ensaios induziram a formação de microtrincas no osso durante a inserção. Os implantes com superfície tratada com ácido apresentam melhor desempenho.

**PALAVRAS-CHAVE:** Implante dentário, Tratamento de superfície, Estabilidade primária.

**ABSTRACT:** There are several hypotheses to explain the failures of osseointegrated titanium dental implants. Some possible explanations are the alterations in the mechanical properties of the maxillary bones, the surgical technique employed with excessive torques, the inadequate shape of the implants, and the deficient treatment of the surface of the implants. This work aims to measure the strain in the bone, quantify the insertion torque, and analyze the influence of surface treatment on the primary stability of dental implants. Extensometry tests were performed using strain gauges, and the insertion torque of the implants in synthetic polyurethane bone with a density of 30 PCF (0.48 g/cm<sup>3</sup>) was determined. The tests quantified the deformations in the synthetic bone and the maximum insertion torques of implants with the surface treated with double acid etching and without treatment (machined). The results showed that implants without surface treatment induce greater bone deformation, require lower insertion torque, have lower primary stability, and, in some essays, induce microcracks formation in the bone during insertion. Implants with an acid-treated surface perform better.

**KEYWORDS:** Dental Implant, Surface Treatment, Primary Stability.

## 1. Introdução

A estabilidade primária (mecânica) dos implantes dentários é quantificada durante ou imediatamente após a instalação. Os trabalhos disponíveis na literatura não fornecem dados sobre o limite de tensão de compressão, que é transmitida ao osso durante a inserção dos implantes dentários. Durante a instalação do implante, a estabilidade primária pode ser medida pelo torque de inserção, com Periotest ou pela análise de frequência de ressonância (RFA). Desses métodos, a medição do torque de inserção é o mais simples e fornece dados mais precisos para estimar a estabilidade primária dos implantes. Com a medição do torque de inserção é

possível qualificar com mais facilidade a densidade óssea e a estabilidade primária no momento da cirurgia, em comparação com outros métodos. A estabilidade primária dos implantes é afetada por diversos fatores, dentre eles a forma do corpo, o diâmetro, o comprimento e o perfil da rosca [1,2,3].

A técnica cirúrgica, a quantidade e densidade óssea disponível e a morfologia da superfície do implante influenciam no sucesso ou falha dos implantes [2,3].

Nas últimas décadas surgiram mudanças de paradigmas sobre como as características da superfície dos biomateriais influenciam na resposta biológica. Tanto a microrrugosidade como a molhabilidade aumentam a energia de superfície, melhoram o contato celular e a osseointegração dos implantes de titânio. Os efeitos

sinérgicos das características da topografia em nano-escala, a molhabilidade e a qualidade da interface implante-osso são relevantes para o sucesso dos sistemas de implantes.

Os tratamentos das superfícies interferem no processo de osseointegração, na molhabilidade, rugosidade e morfologia. A rugosidade da superfície dos implantes altera a adesão e fixação das células osteogênicas. A rugosidade pode ser quantificada por vários parâmetros, sendo o Ra o mais usado, o qual representa o valor médio aritmético do tamanho dos picos e vales existentes na superfície em relação a uma linha média imaginária calculada. Quanto à dimensão da rugosidade dos implantes, pode-se dividi-la em três níveis: macrorrugosidade, microrrugosidade e nanorrugosidade. A macrorrugosidade com ordem de grandeza de milímetro não influencia na osseointegração, mas afeta a distribuição das forças para o osso e na estabilidade do implante [4]. Idealmente, a rugosidade (Ra) do corpo do implante necessária para a formação óssea é entre 1,0 e 2,0  $\mu\text{m}$  [5]. Na região do segmento subepitelial, a rugosidade em torno de 1,0  $\mu\text{m}$  (Ra) permite a adesão do tecido conjuntivo subepitelial. Para a região endóssea, a superfície do implante deve induzir a regeneração e a remodelação óssea, promover ótima distribuição de cargas, aumentar a área de contato e levar à máxima deposição celular [4].

A molhabilidade da superfície interfere no comportamento celular e é avaliada pelo ângulo de contato. A composição química e a energia de superfície são essenciais para a adesão dos osteoblastos, sendo a primeira fase de interação entre as células e o biomaterial, orientando a proliferação celular no contato com o implante. Diferentes tratamentos de superfície são usados para mudar a morfologia, a topografia, a rugosidade, a composição química, o nível de energia e diminuir o ângulo de contato para aumentar a osseointegração com a melhor ancoragem mecânica e biológica [3].

As superfícies dos implantes determinam as reações interfaciais primárias com os componentes do sangue, células ósseas, epiteliais e do tecido conjun-

tivo, como adsorção de macromoléculas, adesão celular, proliferação e diferenciação [5].

Durante a cirurgia, a cavidade preparada no osso para a inserção dos implantes dentários é preenchida com sangue, devido à ruptura de vasos sanguíneos danificados e trauma vascular no osso. A formação de coágulo de fibrina está associada à maioria dos processos de cicatrização de feridas e está ligada às reações iniciais de osseointegração. O coágulo sanguíneo serve de arcabouço à migração de células-tronco mesenquimais e secreção de enzimas fibrinolíticas. Este processo de migração para um arcabouço de tecido conjuntivo temporário é denominado osteocondução, sendo a primeira fase da osseointegração. Após a osteocondução, há formação do “novo osso” que é iniciada pela diferenciação de osteoblastos [5].

Os objetivos dos tratamentos das superfícies dos implantes são: reduzir o tempo de carregamento da prótese após a cirurgia; acelerar o crescimento e maturação óssea para permitir o carregamento imediato; aumentar a estabilidade primária; garantir o sucesso na aplicação em osso com menor densidade e quantidade; obter crescimento ósseo diretamente na superfície do implante; obter maior área possível de osseointegração; obter contato osso-implante sem a interposição de camadas proteicas amorfas; atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais; atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina); e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular [3].

Os implantes orais moderadamente rugosos são os mais usados, com base nas evidências científicas de que essas superfícies proporcionam melhor resposta óssea. Uma tendência geral nos experimentos *in vivo* é que o aumento do valor do parâmetro de rugosidade  $S_a$ , o qual quantifica a altura média aritmética dos picos das irregularidades na superfície, aumenta a resistência ao cisalhamento interfacial [6]. Halldin *et al.* (2015) [6] estimaram a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante para diferentes superfícies. Foi constatado que a superfície com  $S_a$  de 1,51  $\mu\text{m}$  aumenta a resistência ao cisalhamento da interface osso-implante em 45% em relação à superfície com  $S_a$  de 0,91  $\mu\text{m}$  após 12 semanas de cicatrização [7].

A modificação da superfície dos implantes é recomendada para aumentar a área de contato do implante com o osso, permitir melhor resistência ao cisalhamento da interface osso-implante e aumentar o coeficiente de atrito [8]. No entanto, o aumento das tensões no osso cortical, com o aumento da rugosidade da superfície nesta região deve ser devidamente avaliado para evitar a perda óssea ao redor do implante.

Tabassum *et al.* (2009) [9] mediram a rugosidade da superfície do implante e observaram por avaliação topográfica que a superfície usinada apresenta rugosidade superficial média ( $R_a = 0,45 \mu\text{m}$ ) significativamente menor do que a superfície condicionada com ácido ( $R_a = 1,47 \mu\text{m}$ ).

Neste trabalho é apresentada a proposta de avaliar a estabilidade primária dos implantes com superfície tratada e usinado com o uso de *strain gauge*. Esse dispositivo é utilizado em teste de extensometria para medir a deformação sofrida por um objeto. A deformação altera o comprimento do *strain gauge*, variando sua resistência elétrica. O *strain gauge* é conectado a um amplificador analógico-digital e ao software que quantifica a deformação sofrida pelo material [1].

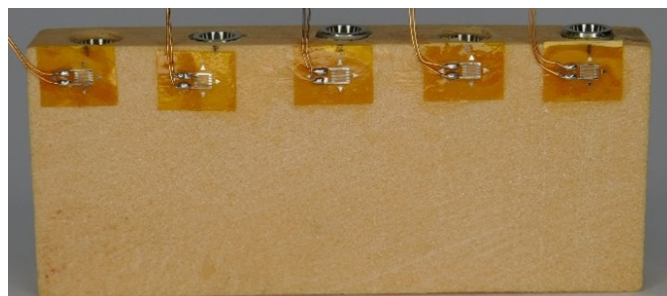
## 2. Material e método

Neste trabalho, implantes dentários foram inseridos em corpos de prova feitos de espuma rígida de poliuretano (NacionalOssos®, Jaú, São Paulo) de densidade 30 PCF ( $0,48 \text{ g/cm}^3$ ) e módulo de elasticidade de 305,73 MPa, compatível com o osso natural D2. Corpos de prova na forma de paralelepípedo com largura de 50 mm e altura de 19 mm usados para inserir os implantes. Os implantes tinham 5 mm de diâmetro e o corpo de prova espessura de 7 mm. 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).

*Strain gauges* retangulares (Model PA-06-040 AB-120 - Excell Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brazil) foram colados na borda superior dos corpos de prova (Figura 1). O eixo de medição foi alinhado perpendicularmente às perfurações. Essa configuração permitiu a

quantificação das deformações resultantes da tensão de compressão, durante a inserção dos implantes. Em cada bloco de poliuretano foram instalados cinco implantes, com espaçamento de 10 mm entre eles.

**Figura 1** - *Strain gauges* colados no corpo de prova



Dois modelos de implantes (Figura 2) com dois tratamentos de superfície foram usados. Os implantes Easy-Grip com superfície Porous® com duplo ataque ácido e o implante usinado Master Screw da empresa Conexão Sistema de Prótese (Arujá, São Paulo). O objetivo foi comparar a influência do tratamento da superfície no torque de inserção e na deformação do corpo de prova de poliuretano.

**Figuras 2** - a) Implante Easy Grip 5x15mm com a superfície Porous; b) Implante Easy Grip instalado no corpo de prova; c) Implante usinado (Master Screw)

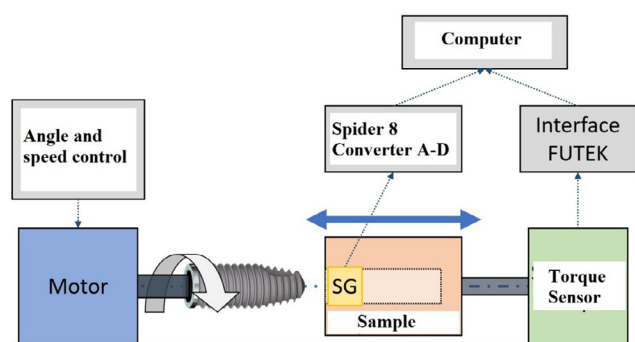


Os implantes com diâmetro 5,0 mm e comprimento de 15,0 mm foram inseridos em cavidades preparadas com a perfuração inicial realizada com broca piloto de 2,0 mm de diâmetro e rotação de 1.200 rpm. A seguir foram usadas as brocas de 2,5, 3, 3,5, 4 e 4,5 mm diâmetro.

O bloco foi fixado em 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 gauges* foram conectados à interface analógico-digital-Spider 8 (HBM – Darmstadt- Germany). Este sistema foi configurado para uma taxa de aquisição de dados de 50 Hz, com resolução de 16 bits. Os implantes foram inseridos por um motor de passo com rotação constante de 25 rpm. Mostra-se na Figura 3 o esquema dos procedimentos.

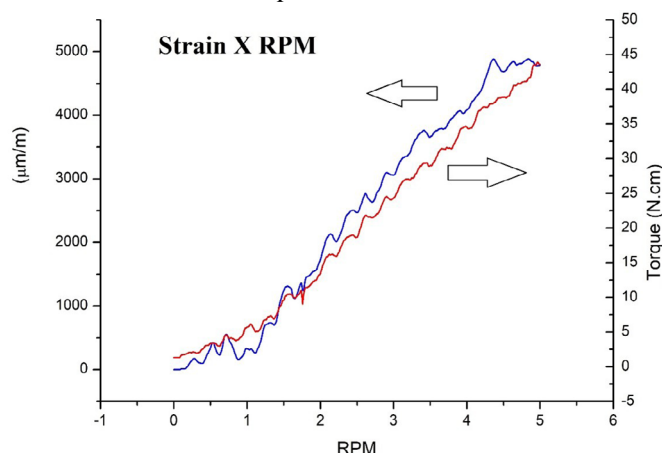
**Figura 3** - esquema de montagem do experimento



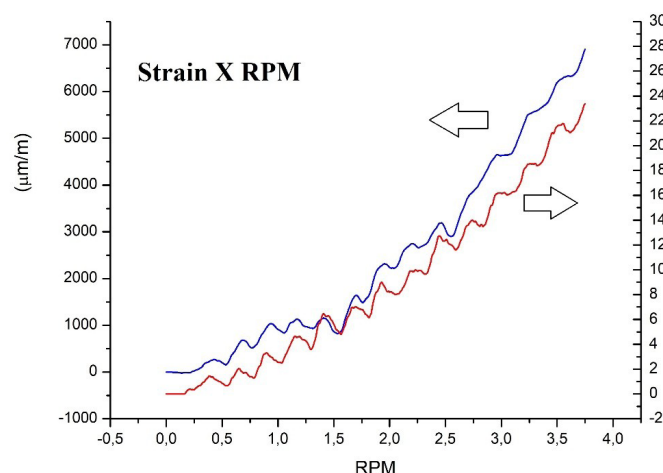
### 3. Resultados

Os resultados obtidos através dos ensaios de extensometria são apresentados nas Figura 4 e 5 e na Tabela 1. Foi possível observar que as superfícies dos implantes com superfícies tratadas apresentaram maior deformação plástica, induziram menor tensão no osso e necessitaram de maior torque de inserção.

**Figura 4** - Curvas da variação da deformação plástica e do torque durante a instalação dos implantes sem tratamento de superfície (Master Screw)



**Figura 5** - Curvas da variação da deformação plástica e do torque durante a instalação dos implantes com tratamento de superfície (superfície Porous)



**Tabela 1** - Deformação, torque de inserção e tensão de compressão durante a instalação dos implantes no osso sintético

IMPLANTES	Deformação Média - $\epsilon$ (‰)	Torque Médio (N.cm)	$\sigma$ (MPa)
Easy Grip	5,73 $\pm$ 2,86	53,9 $\pm$ 12,3	1,753
Master Screw	6,47 $\pm$ 2,48	43,6 $\pm$ 7,5	1,987

### 4. Discussão

A rugosidade superficial dos implantes reduz o tempo de cicatrização óssea, proporciona maior travamento mecânico e aumenta a estabilidade primária [2].

O implante Master Screw usado possui ranhuras circulares oriundas do processo de fabricação. A superfície dos implantes com ataque ácido (superfície Porous) é mais homogênea que a superfície usinada. O tratamento de superfície altera significativamente os parâmetros de rugosidade, que influenciam a interação da superfície com as proteínas e células, induzindo a osteogênese, o que pode ser avaliado pelo torque de remoção do implante [2].

Elias *et al.* (2012) [2] obtiveram um torque de inserção de 45,86 N.cm para instalação de implantes



usinados Master Screw de 3,75 x 13 mm em espuma de poliuretano. Os autores enfatizam que os implante de superfície usinada tem o menor torque de inserção quando comparados aos de superfícies tratadas. Isto se deve à menor rugosidade da superfície [1]. O torque de inserção para o implante condicionado com ácido é maior que o do implante usinado e menor que o do implante anodizado. Os implantes com superfícies tratadas apresentaram maior rugosidade, coeficiente de atrito e torque de inserção do que os implantes usinados. Os resultados da rugosidade da superfície e dos coeficientes de atrito concordam com os resultados do torque de inserção. Os autores concluem que, com base nos resultados, a superfície anodizada do implante dentário pode ser considerada a melhor superfície para osseointegração e estabilidade primária [2].

A modificação da superfície dos implantes é recomendada para aumentar a área de contato osso-implante, permitir maior resistência às forças de cisalhamento e maior coeficiente de atrito [9].

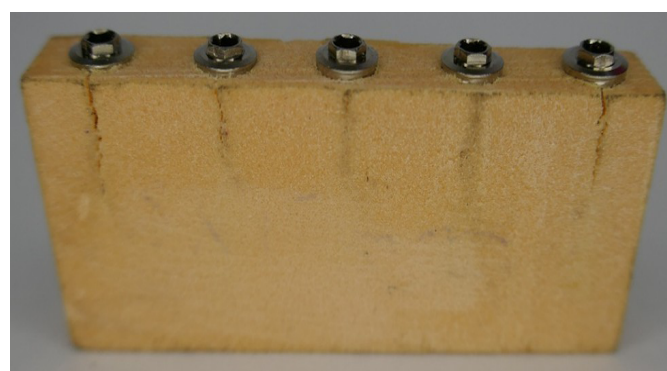
Santiago Junior *et al.* (2016) [10] observaram que os implantes com tratamento de superfície induzem maior tensão e deformação no osso cortical do que os implantes usinados. Porém, há melhor distribuição da tensão axial no osso perimplantar. Os autores atribuem este resultado ao aumento da área dos implantes com superfície tratada.

Veis *et al.* (2017) [11] recomendam o uso de implantes com superfície rugosa para melhorar a estabilidade primária. Os autores acrescentam que a morfologia da superfície de um implante influencia na taxa e na extensão da fixação osso-implante, que é expressa pela quantidade de contato osso-implante (BIC). Em locais de baixa densidade óssea, os implantes com superfície tratada com ácido são os indicados.

Bahrami *et al.* (2014) [12] analisaram por meio da análise de elementos finitos, o efeito dos tratamentos de superfície na distribuição de tensões na interface osso-implante em implantes inseridos na mandíbula com carga imediata. As superfícies dos implantes foram divididas com base no coeficiente de atrito: polida (CA = 0,4), plasma *spray* (CA = 1,0), jateado (CA = 0,68), implante com rugosidade na região coronal polida (CA = 0,4) e tratada com plasma *spray* (CA = 1). O aumento

na rugosidade das superfícies do implante aumenta as tensões máximas no osso cortical e o aumento no coeficiente reduz os níveis de tensão na interface com o osso trabecular. O uso de uma técnica de tratamento de superfície em duas partes, com baixo coeficiente de atrito na interface com o osso cortical e maior coeficiente de atrito na interface com o osso trabecular, permite otimizar os níveis de tensão na interface osso-implante.

**Figura 6** - Corpo de prova mostrando trincas após a inserção dos implantes usinados (Master Screw)



Neste trabalho, os implantes usinados induziram maior deformação no osso e foram inseridos com menor torque quando comparados aos implantes com superfície com ataque ácido (Porous). Além disso, foram observadas trincas no osso sintético após a instalação dos implantes usinados.

Os dados deste trabalho são diferentes dos encontrados na literatura. Uma explicação para essa contradição é que, nos trabalhos disponíveis na literatura, a tensão no osso é calculada a partir da aplicação força de carregamento axial e oblíqua no pilar do implante. No entanto, nesta pesquisa determinou-se a tensão de compressão circunferencial durante a inserção do implante. A tensão é melhor distribuída pelo aumento da área da superfície dos implantes com tratamento de superfície, e o maior torque pode ser atribuído ao coeficiente de atrito provocado pelo incremento da rugosidade.

## 5. Conclusão

Os resultados obtidos neste trabalho mostram que:

- Os implantes usinados induzem maior deformação e tensão de compressão no osso e necessitam

- de menor torque de inserção. Este resultado pode ser atribuído à menor área de contato osso-implante e à menor força de atrito.
- b. Os implantes usinados induziram a formação de trincas no osso durante a inserção, devido à menor distribuição das tensões no osso sintético.
- c. Os implantes com superfície tratada com duplo ataque ácido (Porous) induzem menor deformação e tensão no osso durante a inserção, minimizam os riscos de compressão excessiva, necrose óssea e microfraturas, que levariam à perda do implante.

## Referência

- [1] ATSUMI, M.; PARK, S.-H.; WANG, H.-L. Methods used to assess implant stability: current status. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Lombard, v. 22, n. 5, 2007.
- [2] ELIAS, C. N.; ROCHA, F. A.; NASCIMENTO, A. L.; COELHO, P. G. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Amsterdam, v. 16, p. 169-180, 2012.
- [3] ELIAS, C. N.; OSHIDA, Y.; LIMA, J. H. C.; MULLER, C. A. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. **Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, Amsterdam, v. 23, n. 4, p. 234-242, 2008.
- [4] ELIAS, C. N.; LIMA, J. H. C.; SANTOS, M. V. Modificações na superfície dos implantes dentários: da pesquisa básica à aplicação clínica. **Implant News**, [s. l.], p. 467-476, 2008.
- [5] RUPP, F.; LIANG, L.; GEIS-GERSTORFER, J.; SCHEIDELER, L.; HÜTTIG, F. Surface characteristics of dental implants: A review. **Dental Materials**, Kidlington, v. 34, n. 1, p. 40-57, 2018.
- [6] HALLDIN, A.; ANDER, M.; JACOBSSON, M.; HANSSON, S. Simulation of the mechanical interlocking capacity of a rough bone implant surface during healing. **Biomedical Engineering Online**, [s. l.], v. 14, p. 45, 2015.
- [7] GOIATO, M. C.; SANTOS, D. M.; SANTIAGO, J. J.; MORENO, A.; PELLIZZER, E. P. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Copenhagen, v. 43, n. 9, p. 1108-1116, 2014.
- [8] HUANG, H. L.; HSU, J. T.; FUH, L. J.; LIN, D. J.; CHEN, M. Y. Biomechanical simulation of various surface roughnesses and geometric designs on an immediately loaded dental implant. **Computers in Biology and Medicine**, New York, v. 40, n. 5, p. 525-532, 2010.
- [9] TABASSUM, A.; MEIJER, G. J.; WOLKE, J. G.; JANSEN, J. A. 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. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20, n. 4, p. 327-332, 2009.
- [10] SANTIAGO JUNIOR, J. F. S.; VERRI, F. R.; FARIA ALMEIDA, D. A.; SOUZA BATISTA, V. E.; LEMOS, C. A. A.; PELLIZZER, E. P. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. **Materials Science and Engineering: C**, Amsterdam, v. 63, p. 292-300, 2016.
- [11] VEIS, A. A.; PAPADIMITRIOU, S.; TRISI, P.; TSIRLIS, A. T.; PARISSIS, N. A.; KENEALY, J. N. Osseointegration of Osseotite and machined-surfaced titanium implants in membrane-covered critical sized defects: a histologic and histometric study in dogs. **Clinical Oral Implants Research**, Hoboken, v. 18, p. 153-160, 2007.
- [12] BAHRAMI, B.; SHAHRBAF, S.; MIRZAKOUCHAKI, B.; GHALICHI, F.; ASHTIANI, M.; MARTIN, N. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants—A 3D finite element analysis. **Dental Materials**, Kidlington, v. 30, n. 4, p. e89-e97, 2014.

