

Avaliação da deformação do preparo de superfície de implantes dentários submetidos a diferentes intensidades de torque

Deformation analysis of the surface preparation in dental implants submitted to different torque intensities

Luis Eduardo Schneider^{1*}, Luiz Henrique Puricelli Lora², Fernanda Santos da Silva², Alan Dal'Alba Pilger², Kalinka Crivellaro Crusius Schneider³, Ricardo Smidt⁴

¹ Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Doutor em Odontologia, Professor Adjunto do Curso de Odontologia da Universidade Luterana do Brasil (ULBRA); ²Cirurgião-dentista; ³Mestre em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Professora do Curso de Especialização em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial da ULBRA; ⁴Doutor e Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial, Professor Adjunto do Curso de Odontologia da ULBRA

Resumo

Introdução: o aprimoramento do processo de osseointegração faz com que os investimentos em pesquisa e o desenvolvimento de novos materiais e tratamentos de superfície sejam despendidos para promover a relação entre osso e implante. Uma das condições para o sucesso é a ausência de micromovimentos ou estabilidade primária da peça implantada, fato esse que leva alguns cirurgiões a aplicar torques excessivos sobre o implante, podendo resultar em danos ao tratamento aplicado à superfície externa do mesmo. **Objetivo:** o presente trabalho investigou possíveis níveis de deformação do preparo de superfície conforme diferentes valores de torque foram aplicados à dois sistemas de implantes para avaliar os possíveis danos causados. **Metodologia:** foram instalados 5 implantes do sistema Dérig e 5 implantes do sistema Straumann em um bloco de poliuretano, para posterior remoção com contra-torque e avaliação da superfície sob o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). **Resultados:** nos resultados obtidos, no grupo de implantes Dérig não foi possível constatar evidências que comprovem que a elevação dos valores de torque aplicados aos implantes até 95 Ncm danifiquem ou alterem a estrutura do preparo de superfície externa dos implantes, contudo, no grupo Straumann, verificamos danos e alterações no preparo de superfície com torque progressivo a partir de 50 Ncm. **Conclusão:** possíveis alterações e danos ao preparo de superfície de implantes que apresentem rugosidade de superfície aumentada por jateamento podem ocorrer em torques acima de 50 Ncm empregados com o objetivo de aumentar sua estabilidade primária.

Palavras-chave: Implante Dentário. Torque. Desgaste. Preparo de Superfície.

Abstract

Introduction: improving the osseointegration process means that investments in research and development of new materials and surface treatments are expended to promote the relationship between bone and implant. One of the conditions for success is the absence of micromovements or primary stability of the implanted part. This fact causes some surgeons to apply excessive torque to the implant, which may result in damage to the treatment applied to the external surface of the implant. **Objective:** The present work investigated possible surface preparation deformation levels as different torque values were applied to two implant systems to evaluate the possible damage caused. **Methodology:** five Dérig system implants and five Straumann system implants were installed in a polyurethane block for subsequent counter-torque removal and surface evaluation under the Scanning Electron Microscope (SEM). **Results:** in the obtained results, in the Dérig implant group it was not possible to verify evidences that the increase of the torque values applied to the implants up to 95 Ncm could damage or alter the structure of the external surface preparation of the implants, however, in the Straumann group we verified damage and changes in surface preparation with progressive torque from 50 Ncm. **Conclusion:** possible alterations and damages to the surface preparation of implants that present increased surface roughness by blasting can occur in torques above 50 Ncm employed in order to increase their primary stability.

Keywords: Dental Implants. Torque. Wear. Surface preparation.

INTRODUÇÃO

A implantodontia tem como objetivo devolver ao paciente edêntulo, parcial ou total, a condição de normalidade relativa ao contorno facial, função mas-

tigatória, estética, fonação e saúde, independente do nível de atrofia dos maxilares ou doenças sistêmicas presentes.¹ Com os estudos de Brånemark na década de 1960, observou-se que o titânio integrava-se perfeitamente ao osso. A essa interação foi atribuído o nome de osseointegração e, a partir deste evento, começam a ser desvendados os meios de promover a ancoragem de biomateriais em estruturas ósseas¹⁻³.

Correspondente/Corresponding: *Luis Eduardo Schneider – End: Rua Joaquim Nabuco, Nº 828, sala Nº 1302, Novo Hamburgo/RS – CEP: 93310-002 – Tel: (51) 3593-1835 – E-mail: leschneider0@gmail.com

A osseointegração depende de características como a macrogeometria do implante, a qualidade do titânio, seu preparo de superfície e a interação químico-biológica com o osso.⁴ O material mais utilizado na fabricação de implantes dentários é o titânio, na forma comercial de puro titânio (Ticp), ou como liga metálica (Ti-15Zr), devido a suas características de baixo peso, alta proporção de resistência/peso, ótima resistência à corrosão, módulo de elasticidade baixo, ótima biocompatibilidade, facilidade de acabamento e corte^{1,5}. Além disso, há na superfície do implante de titânio uma película de óxido, responsável por sua proteção contra corrosão e oxidação, e que se forma espontaneamente quando o metal é exposto aos fluidos fisiológicos ou ao ar. A estabilidade e a espessura dessa camada de óxido protetora tem papel relevante na relação do implante como biomaterial, uma vez que irão combater os processos nocivos ao curso de osseointegração, como a corrosão e liberação de íons indesejáveis⁴⁻⁶.

Inicialmente pensava-se os implantes com uma topografia plana e lisa, sendo produzidos através de um processo de usinagem, sem nenhum tratamento na sua superfície. Contudo, novos estudos foram realizados e demonstraram que as superfícies rugosas conferiam uma melhor resposta biológica para a osseointegração. A rugosidade da superfície é, portanto, um fator que colabora no processo de união implante e osso. Dessa forma, ao aumentar-se a rugosidade da superfície topográfica dos implantes aumenta-se também a área de contato e promove-se a elevação da quantidade de osso formado na interface osso-implante⁶⁻⁸.

Pode-se classificar as técnicas de modificação de superfície em três categorias, conforme o tratamento realizado: a) adição de materiais com funções desejáveis para a superfície; b) conversão da superfície existente em uma composição ou topografia mais desejável; c) subtração de material existente visando uma topografia específica – ataque ácido e/ou jateamento^{9,10}. As modificações aplicadas à superfície do implante influenciam particularidades como hidrofiliabilidade, rugosidade, carga, energia livre e morfologia do implante dentário e afetam o comportamento celular de adesão e proliferação¹¹⁻¹³.

Todo esse tratamento é realizado a fim de promover a adesão celular, que é fundamental para a osteointegração do implante ao tecido ósseo, ocorrendo através do processo de crescimento, migração e por fim a diferenciação celular^{14,15}.

A cicatrização junto à superfície do implante começa com a formação de um coágulo, seguido por um tecido de granulação e o desenvolvimento de um tecido osteóide em contato com a superfície do implante, que será transformado subsequentemente em tecido ósseo¹⁶⁻¹⁹.

A estabilidade primária é um pré-requisito para o início do processo de osseointegração e pode ser obtida durante a inserção do implante no tecido ósseo¹⁸. A mensuração do torque de inserção com instrumentos durante o trabalho cirúrgico oferece, em tempo real, os valores aos quais o tecido ósseo está sendo submetido, e pode ser usada para prever o sucesso da cirurgia. Há portanto, por parte dos cirurgiões a busca pelo nível mais alto de torque de inserção, visando a obtenção de alta estabilidade primária¹⁹. A estabilidade primária influencia na força, rigidez e a resistência do implante a movimentos antes da cicatrização tecidual. Secundariamente a estabilidade será provida pela osseointegração e requer um contato direto entre implante e osso. Todavia a estabilidade primária diminui nas primeiras semanas, e volta a aumentar através da estabilidade secundária, na medida em que o processo osseointegrativo evolui. Desse modo, ao proporcionar maior estabilidade primária, diminui-se o risco de micromovimentos, elevando as chances de sucesso na osseointegração.

Apesar dos esforços dispensados na confecção de implantes com maior capacidade de osseointegração e do desenvolvimento dos protocolos para procedimentos cirúrgicos, ainda ocorrem insucessos. Dentre os diversos fatores que contribuem para a falha da osseointegração do implante pode estar a compressão excessiva do osso adjacente durante o procedimento cirúrgico, podendo levar à necrose do tecido ósseo. A compressão do osso além da sua tolerância fisiológica, através de valores de torque elevados, pode resultar em isquemia e fratura com subsequente necrose ou sequestro ósseo, acarretando na falha do implante. Para prevenir a falha da osteointegração, as técnicas cirúrgicas preconizadas precisam ser adotadas, incluindo irrigação constante para não permitir a elevação da temperatura do osso, e que cuidados com os valores de torque sejam tomados para que não ultrapassem os indicados pelo fabricante do implante²⁰⁻²³.

Além do excesso da compressão óssea, existe a possibilidade de deformação da superfície externa do implante, comprometendo a resposta biológica esperada para o tratamento de superfície aplicado no implante. Dentre essas deformações causadas por compressão excessiva pode-se citar microdesgastes, microfraturas, estrias escurecidas, abrasão, regiões com escurecimento e até bandas de desgaste^{24,25}.

O presente trabalho tem por objetivo avaliar as possíveis alterações e deformações que podem ocorrer sobre o preparo de superfície Biotite de implantes Dérig Bioneck 4.3x10 e superfície SLA active de implantes Straumann® Tapered Effect Roxolid® 4.8x12 inseridos com diferentes intensidades de torque no sítio receptor.

METODOLOGIA

O presente estudo compreende a utilização de um bloco de poliuretano da marca Nacional Ossos como corpo de prova, com densidade de 40 pounds per cubic foot (PCF) e medidas de 9,7 cm de altura, 10 cm de comprimento e 5 cm de altura.

Os implantes estudados da empresa Dérig Indústria e Comércio de Materiais Médico-Odontológico Ltda (Dérig) possuem superfície Biotite, que consiste em um duplo ataque ácido, tendo sua rugosidade controlada por temperatura, tempo e pressão, criando assim uma micro porosidade de Sa (rugosidade de área) de 0,5 a 2,0 μm e Ra (média de rugosidade de perfil) de 1,56 μm ²⁶. Os implantes estudados da empresa Straumann® Group (Straumann) possuem a superfície SLActive®, que consiste em um tratamento da superfície associado a um ataque ácido, classificada como moderadamente rugosa com valores Ra/Sa de 1,0–2,0 μm ²⁷, com um valor Sa de cerca de 1,5 μm , considerada ideal para promover o contato osso-implante²⁸.

Foram realizadas as fresagens de 5 orifícios no bloco de poliuretano com distância entre um e outro de 1,5 centímetros (cm), utilizando-se a sequência de fresagem indicada pela empresa Dérig para a inserção do implante Cônico Bioneck com conexão Tri-Channel, modelo 4.3 mm de largura por 10 mm de altura, com redução da plataforma para 3.5. Posteriormente, foram realizadas as fresagens de 5 orifícios no bloco de poliuretano com distância entre um e outro de 1,5 centímetros (cm), utilizando-se a sequência de fresagem indicada pela empresa Straumann para a inserção do implante Straumann Tapered Effect Roxolid® 4.8 mm de largura por 12 mm de altura. Ambos os sistemas receberam diferentes valores de torque durante sua implantação: 35 Ncm (implante número 1), 50 Ncm (implante número 2), 65 Ncm (implante número 3), 80 Ncm (implante número 4) e 95 Ncm (implante número 5). O sexto implante, número 0, será o grupo controle, que servirá para a análise de comparação aos demais.

Com essa progressão aritmética de 15 Ncm, temos como objetivo acompanhar a evolução do processo de deformação da camada mais externa do implante, para análise de possíveis distorções que podem ocorrer sobre o preparo de superfície dos respectivos implantes, através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) do Laboratório Central de Microscopia e Microanálise da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do

Sul – PUCRS. Microscópio modelo XL 30, Philips, com tensão de trabalho de 0,5 a 30 quilovolt.

Em comum a todos os implantes (números 1, 2, 3, 4 e 5) – exceto ao implante número “0” que será o grupo controle – o processo de perfuração do bloco de poliuretano e a sequência de aplicação das fresas para realização dos respectivos orifícios seguiu o determinado pelos respectivos fabricantes. Ao final, adaptada ao torquímetro, foi utilizada a chave de inserção do respectivo sistema de implante ou seu adaptador ao Loxim®, para a implantação dos implantes no bloco de poliuretano. Nos casos de fratura do Loxim®, o mesmo foi utilizado fixando torquímetro na sua parte inferior para conclusão da obtenção do torque desejado.

Visando garantir a homogeneidade na angulação e na pressão realizada no momento da confecção dos orifícios, a fresagem foi realizada através de um mecanismo composto por um motor de perfuração suspenso por um suporte que impede movimentos laterais, garantindo apenas a penetração longitudinal das fresas.

O controle do torque de implantação foi aferido por um torquímetro analógico de alta precisão Tohnichi 9 BTG-N® (Tohnichi, Tóquio, Japan). Em seguida, os implantes foram removidos do respectivo bloco de poliuretano através da realização do contra-torque, também controlado pelo mesmo torquímetro analógico.

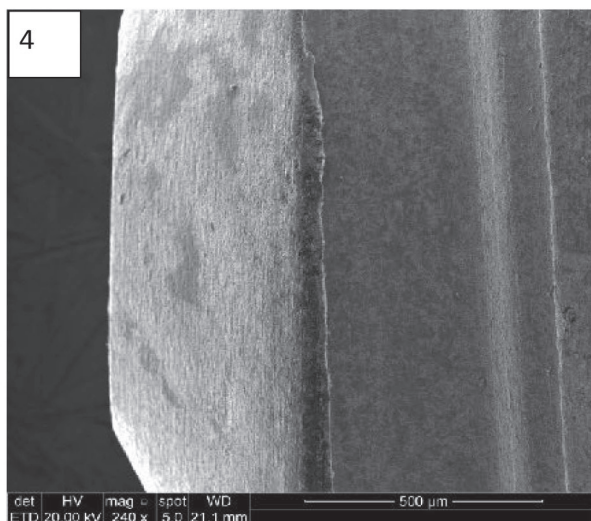
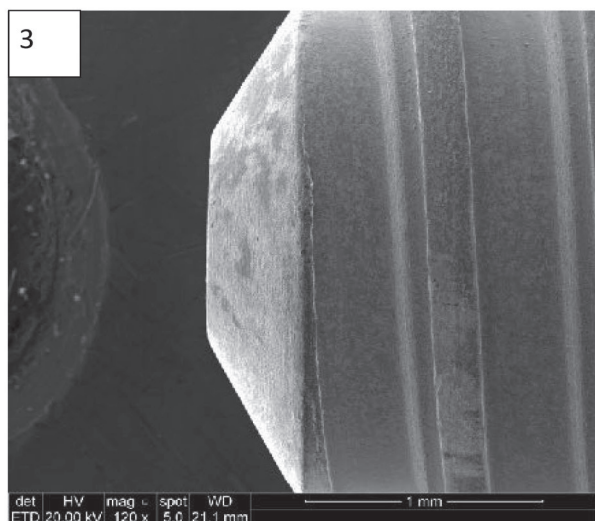
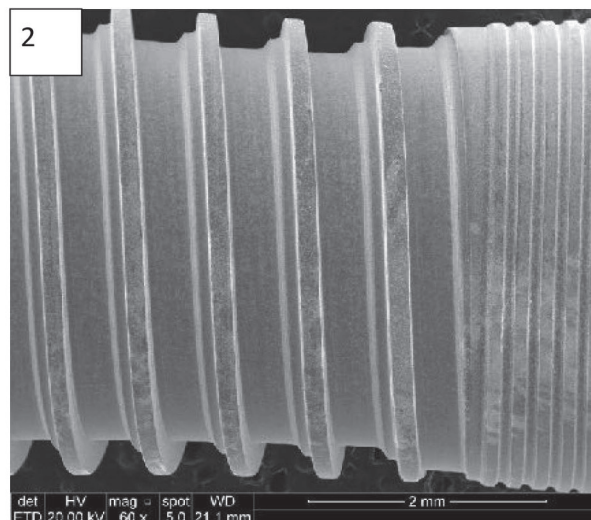
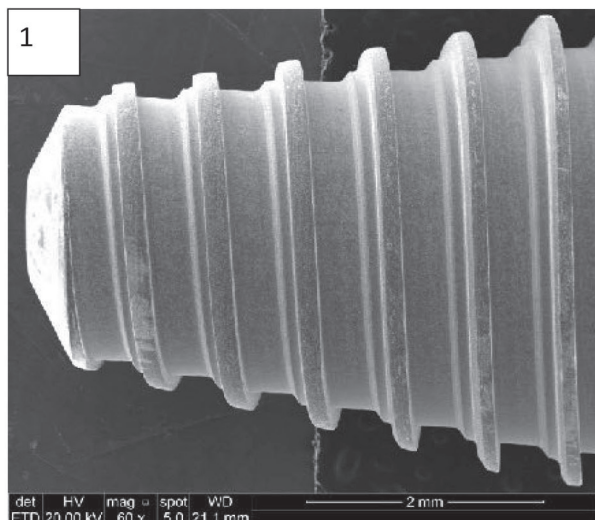
Os implantes foram submetidos a análise do microscópio eletrônico de varredura (MEV) da PUC-RS, Carl Zeiss AG – EVO® 50, e submetidos a um criterioso exame visual comparando-os antes e depois da sua inserção no bloco de poliuretano. Para fundamentação da análise visual das fotomicrografias foram utilizados os seguintes critérios: a) Microdesgastes^{24,25}; b) Microfraturas²⁴; c) Estrias escurecidas^{24,25}; d) Abrasão²⁵; e) Pontos escurecidos^{24,25}; f) Regiões escurecidas^{24,25}; g) Bandas escurecidas²⁴; h) Fissuras²⁵

Através da comparação visual sob uma abordagem indutiva, levando-se em consideração as características topográficas alteradas da superfície do implante dentário e a respectiva força submetida à ele, seja possível mensurar o dano à superfície de cada implante.

RESULTADOS

Ao analisar o grupo Dérig, o implante número “0”, não foi submetido a nenhuma força de torque, portanto este será o controle deste grupo (Figuras 1, 2, 3 e 4).

Figura 1 – Implante grupo Dérig controle, não sofreu força insertiva, demonstrando integridade do tratamento externo. Ápice do implante em uma aproximação de 60 vezes. **Figura 2** – região cervical do implante com aproximação de 60 vezes. **Figura 3** – região apical em um aumento de 120 vezes. **Figura 4** – região apical, em uma aproximação de 240 vezes, nota-se o início do processo de rosca.

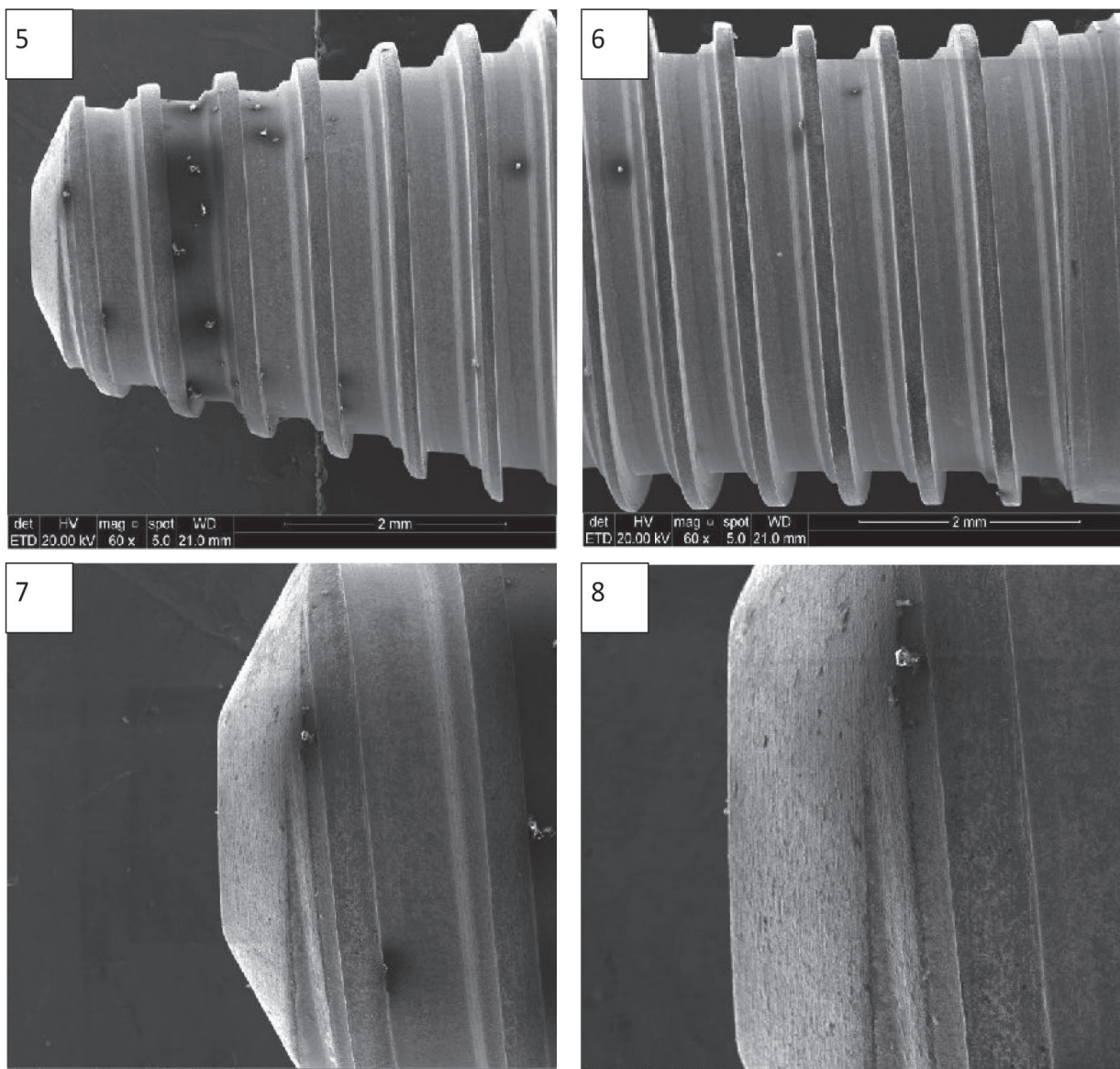


Fonte: Autoria própria

Ao analisar o implante número “1” do grupo Dérig, submetido ao torque de 35 Ncm, este não apresentou deformações na sua superfície e suas estruturas submetidas ao duplo ataque ácido demonstram-se íntegras. Nota-se alguns fragmentos do bloco de poliuretano, que refletem

a luz emitida pelo microscópio “sombreado” a região, mas que não configuram abrasão ou região escurecida, não representando deformação na estrutura do implante (Figuras 5, 6, 7 e 8).

Figura 5 – Implante grupo Dérig número “1”, sofreu torque de 35 Ncm, detalhe do ápice do implante com aproximação de 60 vezes, nota-se resquícos do bloco poliuretano. **Figura 6** – Implante grupo Dérig número “1”, sofreu torque de 35 Ncm região cervical com aproximação de 60 vezes. **Figura 7** – Implante grupo Dérig número “1”, sofreu torque de 35 Ncm, aproximação de 120 vezes no ápice do implante, notar regiões escurecidas por “sombreamento” do feixe de luz. **Figura 8** – Implante grupo Dérig número “1”, sofreu torque de 35 Ncm, aproximação do ápice do implante em 240 vezes.

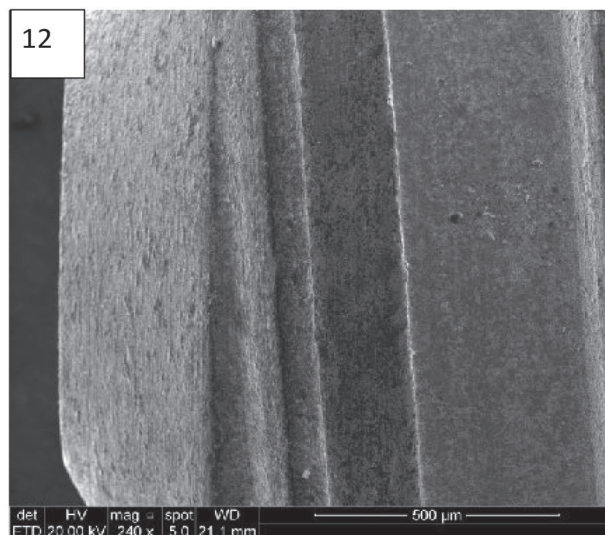
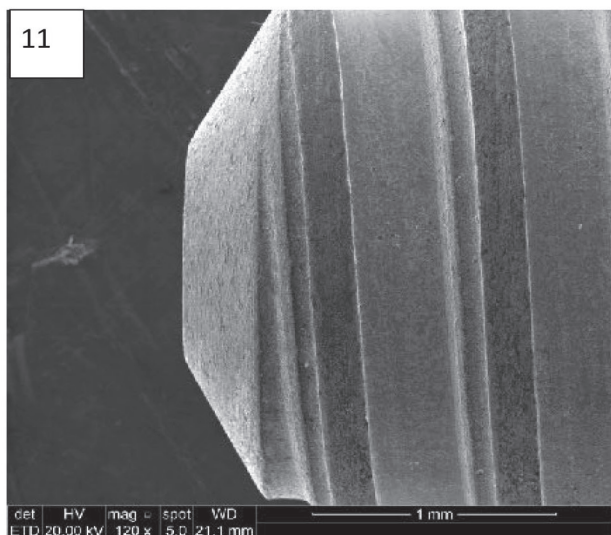
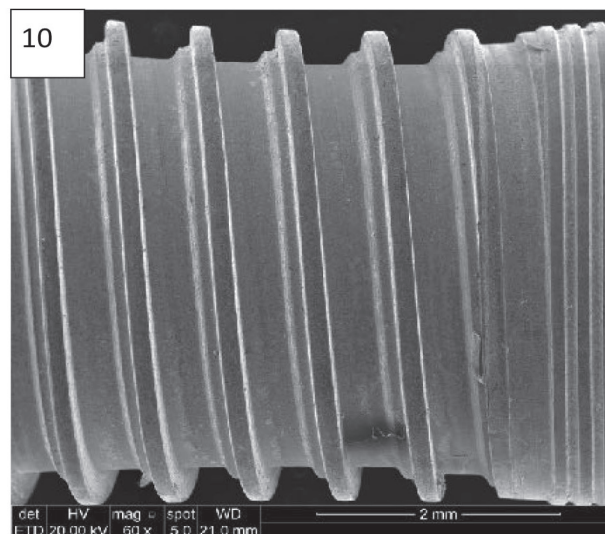
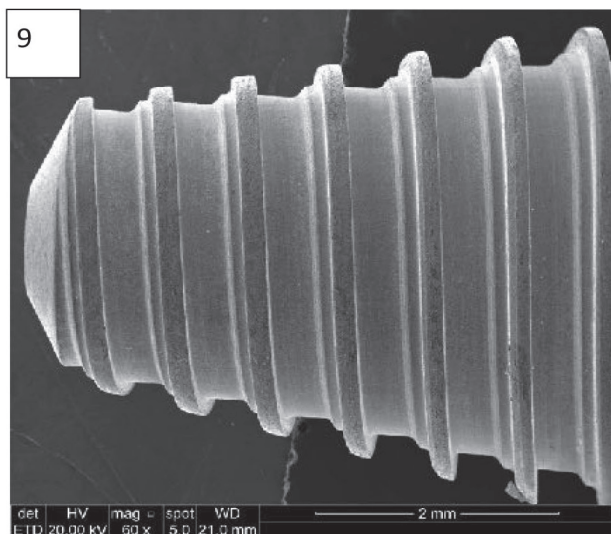


Fonte: Autoria própria

Ao analisar os implantes do grupo Dérig número “2”, submetido a um torque de 50 Ncm, número “3”, submetido a um torque de 65 Ncm e o implante número “4”, com torque de 80 Ncm aplicado, também não demonstra alterações perceptíveis ao MEV, quando comparado ao implante número “0”.

Ao implante do grupo Dérig número “5” fora aplicado o maior torque deste estudo 95 Ncm, todavia sem apresentar alterações que possam ser percebidas à MEV, mesmo a uma aproximação de 240 vezes (Figuras 9, 10, 11 e 12).

Figura 9 – Implante grupo Dérig número “5” com preparo de superfície Biotite, região apical do implante com aproximação de 60 vezes. **Figura 10** – Implante grupo Dérig com preparo de superfície Biotite, região cervical a uma aproximação de 60 vezes. **Figura 11** – Implante grupo Dérig com preparo de superfície Biotite, região apical do implante, com uma aproximação de 120 vezes. **Figura 12** – Implante grupo Dérig com preparo de superfície Biotite, região apical do implante, com uma aproximação de 240 vezes.

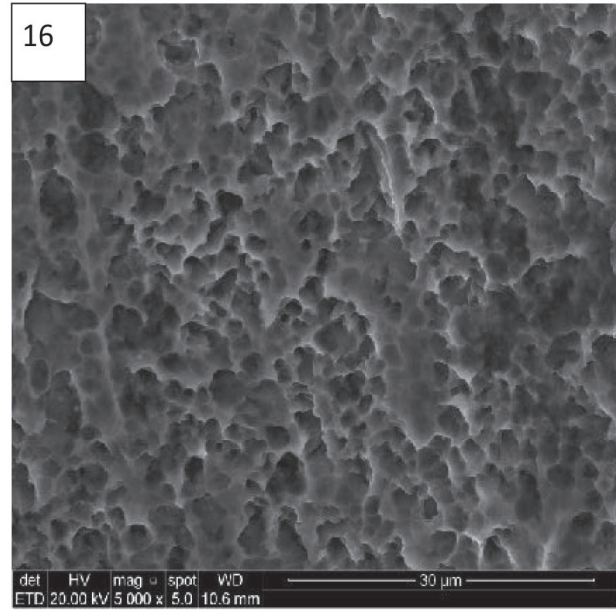
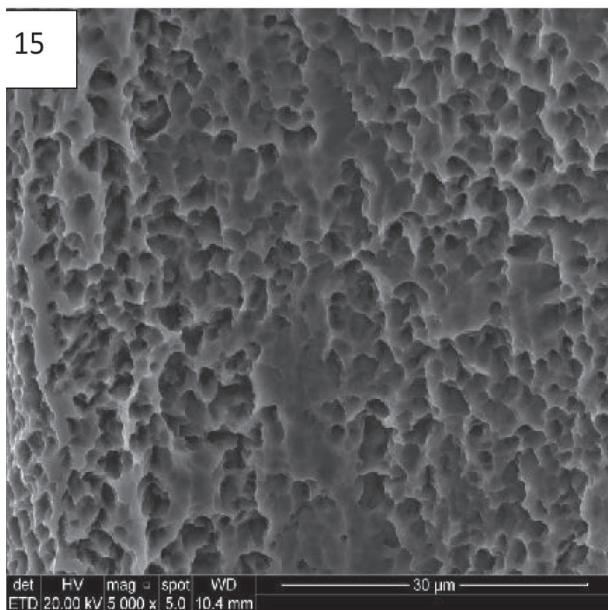
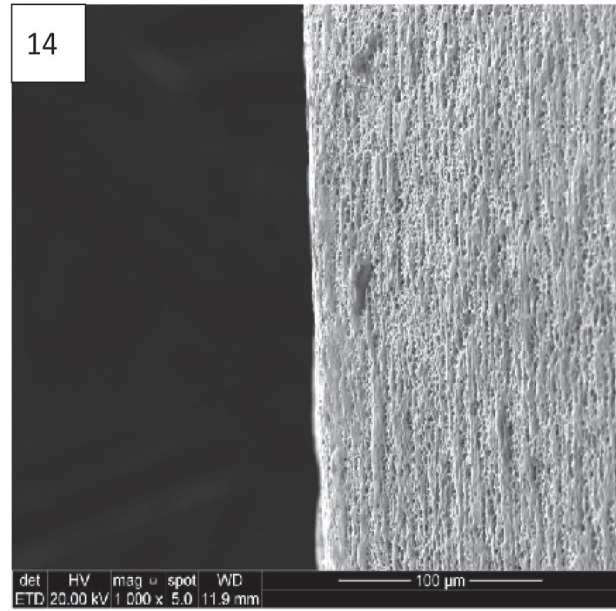
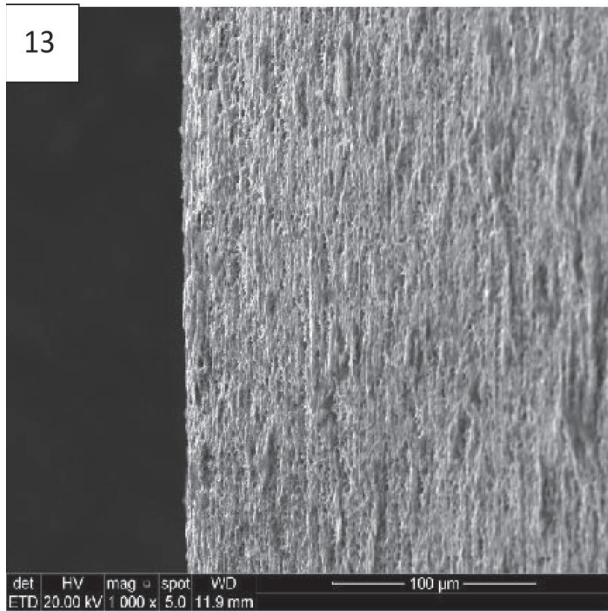


Fonte: Autoria própria

Ao realizar-se uma tomada comparativa dos dois implantes com torques extremos no grupo Dérig, número

“0” e “5”, com aproximação de 1000 vezes e 5000 vezes, também não verificamos alteração na superfície do implante (Figuras 13, 14, 15 e 16).

Figura 13 – implante grupo Dérig número “0” controle com preparo de superfície Biotite com aproximação de 1000 vezes. **Figura 14** – implante grupo Dérig número 5 com preparo de superfície Biotite, com torque de aplicação 95 Ncm com aproximação de 1000 vezes. **Figura 15** – implante grupo Dérig número “0” controle com preparo de superfície Biotite com aproximação de 5000 vezes. **Figura 16** – implante grupo Dérig número 5 com preparo de superfície Biotite, com torque de aplicação 95 Ncm com aproximação de 5000 vezes.

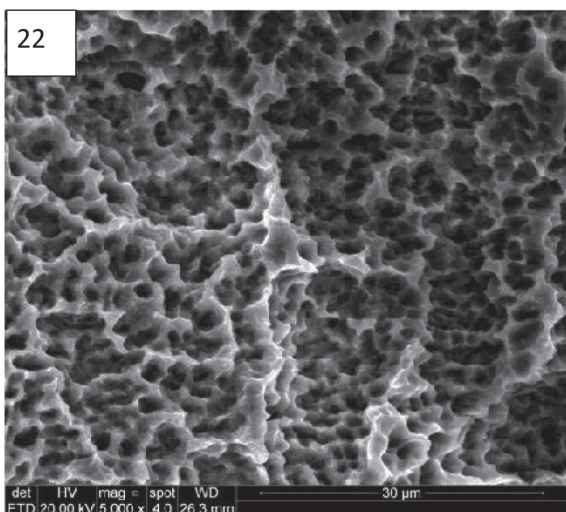
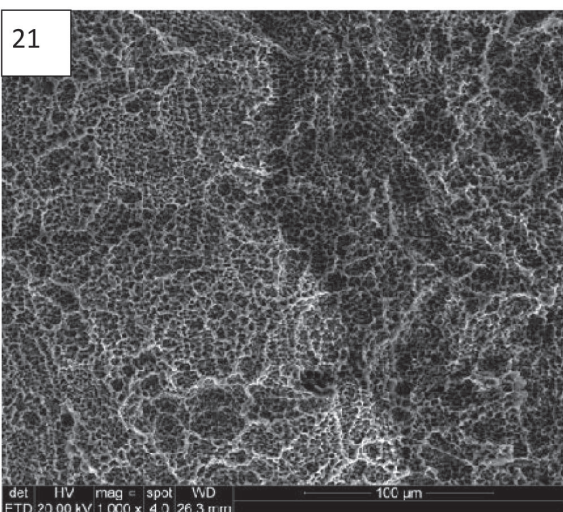
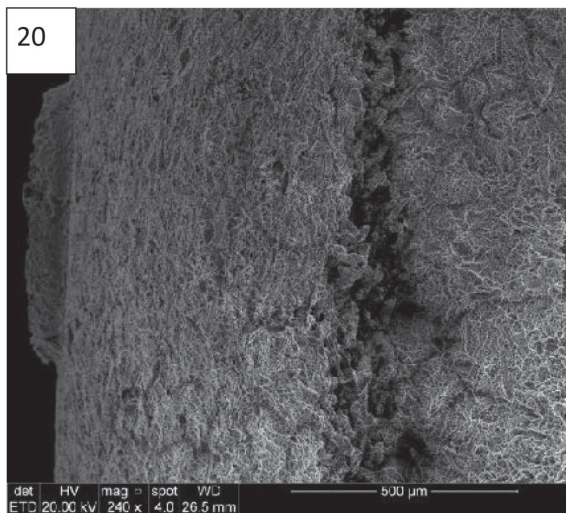
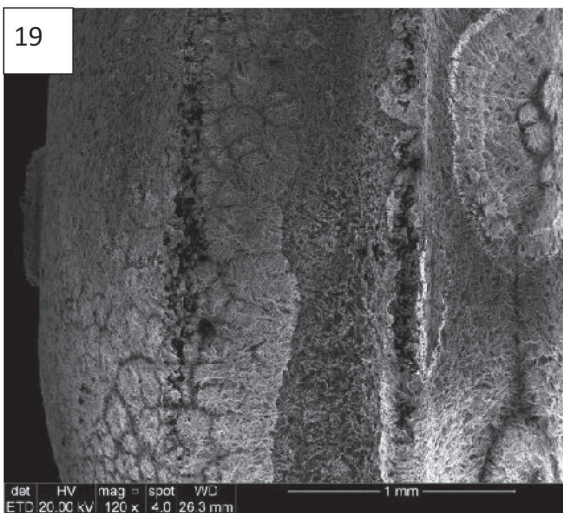
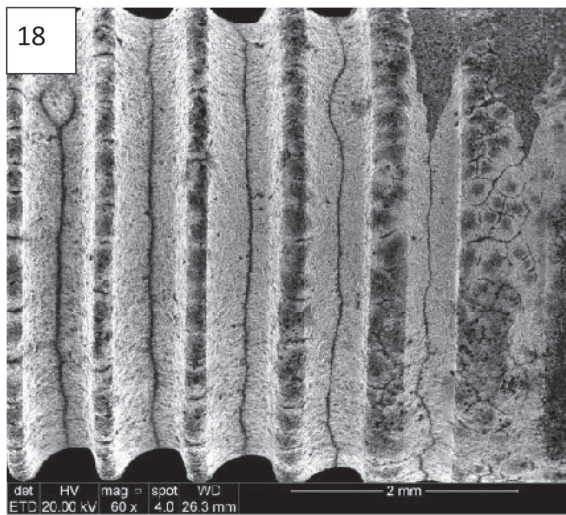
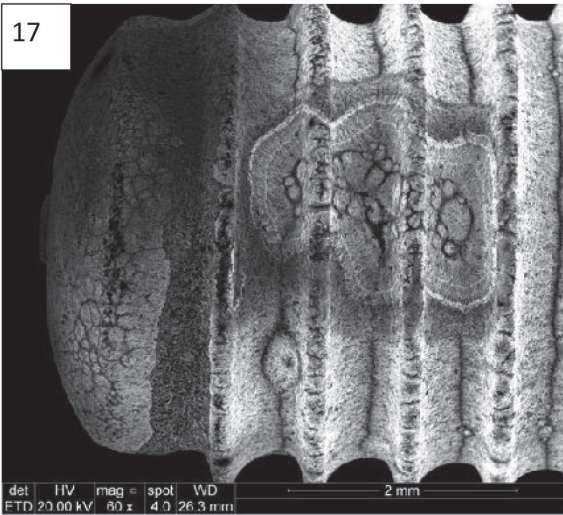


Fonte: Autoria própria

Ao analisar o grupo Straumann, o implante número “0”, não foi submetido a nenhuma força de torque, por-

tanto este será o controle deste grupo (Figuras 17, 18, 19, 20, 21 e 22).

Figura 17 – Implante controle do grupo Straumann, não sofreu força insertiva. Ápice do implante em uma aproximação de 60 vezes. **Figura 18** – Implante controle do grupo Straumann, região cervical do implante com aproximação de 60 vezes. **Figura 19** – Implante controle do grupo Straumann, região apical em um aumento de 120 vezes. **Figura 20** – Implante controle do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 240 vezes. **Figura 21** – Implante controle do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 1000 vezes. **Figura 22** – Implante controle do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 5000 vezes.

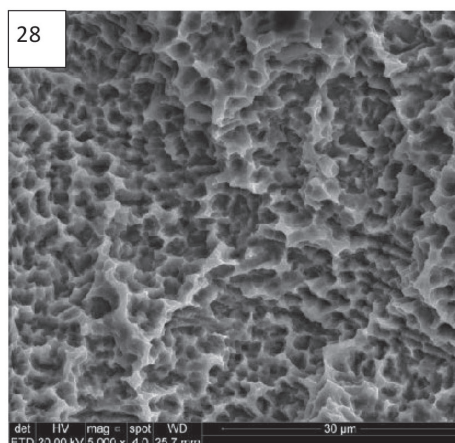
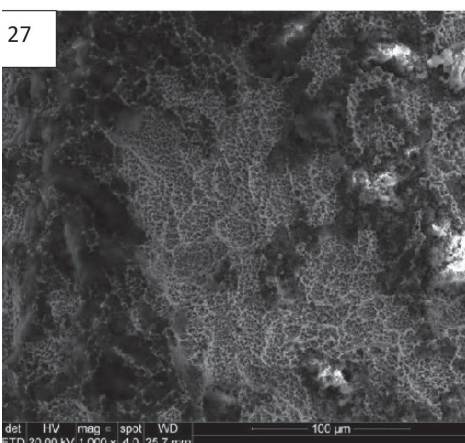
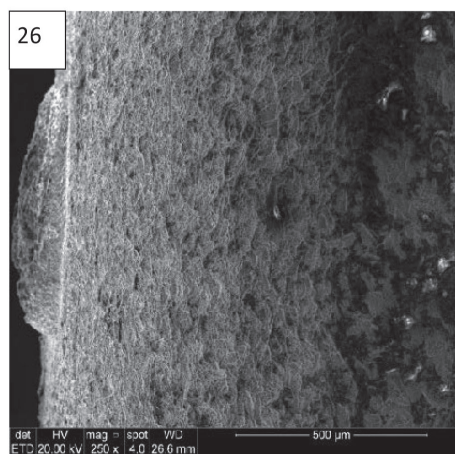
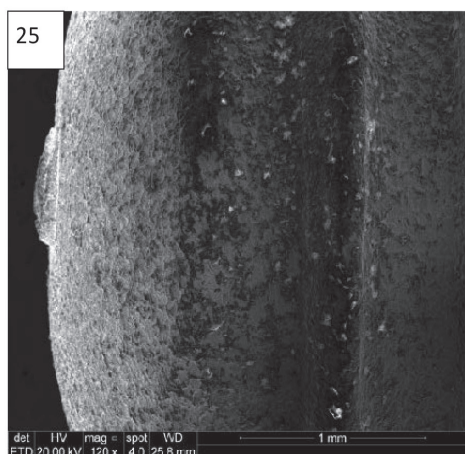
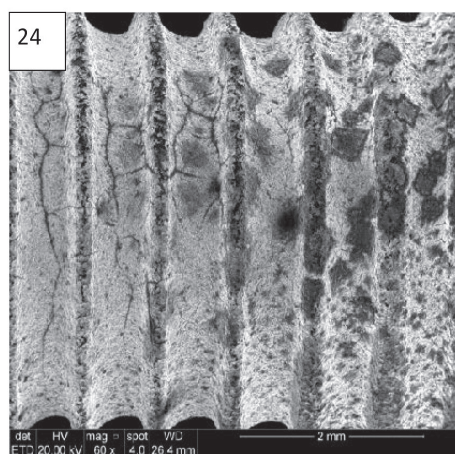
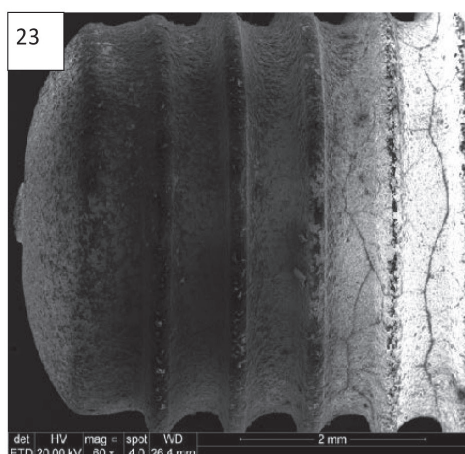


Fonte: Autoria própria

Ao analisar o implante número “1” do grupo Straumann, submetido ao torque de 35 Ncm, este não apresentou deformações e suas estruturas submetidas ao jateamento e ataque ácido demonstram-se íntegras. Nota-se alguns resquícios do bloco de poliuretano, que

refletem a luz emitida pelo microscópio “sombreado” a região, mas que não configuram abrasão ou região escurecida, não representando deformação na estrutura do implante em comparação ao grupo controle (Figuras 23, 24, 25, 26, 27 e 28).

Figura 23 – Implante número “1”, sofreu torque de 35Ncm, ápice do implante em uma aproximação de 60 vezes. **Figura 24** – Implante número “1” do grupo Straumann, região cervical do implante com aproximação de 60 vezes. **Figura 25** – Implante número “1” do grupo Straumann, região apical em um aumento de 120 vezes. **Figura 26** – Implante número “1” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 240 vezes. **Figura 27** – Implante número “1” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 1000 vezes. **Figura 28** – Implante número “1” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 5000 vezes.

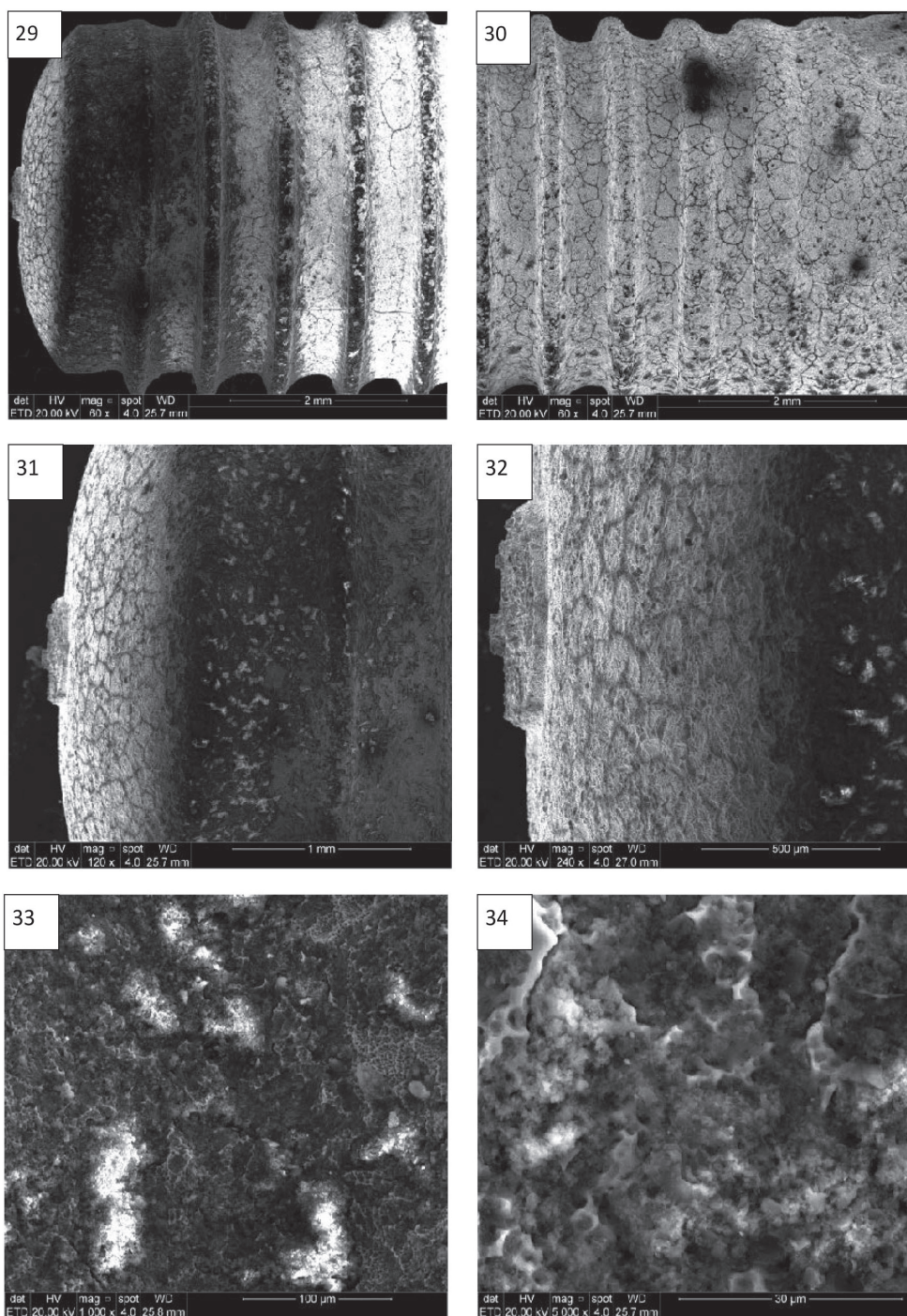


Fonte: Autoria própria

Ao analisar o implante número “2” do grupo Straumann, submetido ao torque de 50 Ncm, este apresentou nitidamente deformações e suas estruturas submetidas ao jateamento e ataque ácido. Nota-se alguns resquícios

do bloco de poliuretano, que refletem a luz emitida pelo microscópio “sombreado” a região (Figuras 29, 30, 31, 32, 33, e 34).

Figura 29 – Implante número “2”, sofreu torque de 50Ncm, ápice do implante em uma aproximação de 60 vezes. **Figura 30** – Implante número “2” do grupo Straumann, região cervical do implante com aproximação de 60 vezes. **Figura 31** – Implante número “2” do grupo Straumann, região apical em um aumento de 120 vezes. **Figura 32** – Implante número “2” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 240 vezes. **Figura 33** – Implante número “2” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 1000 vezes. **Figura 34** – Implante número “2” do grupo Straumann, região apical, em uma aproximação de 5000 vezes.

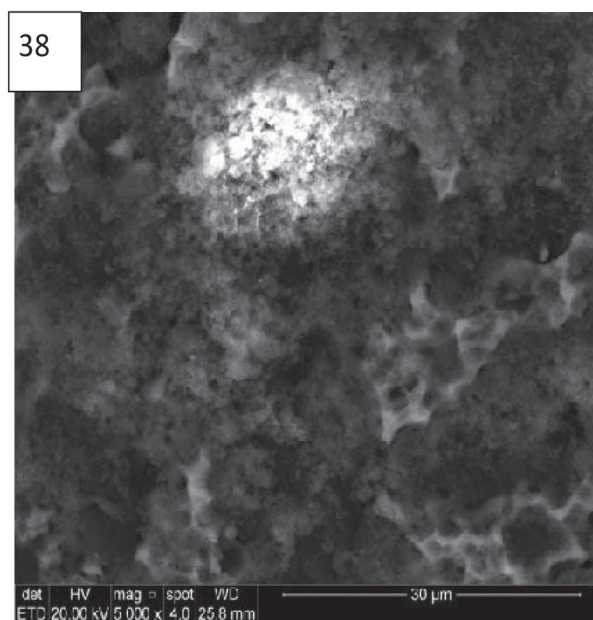
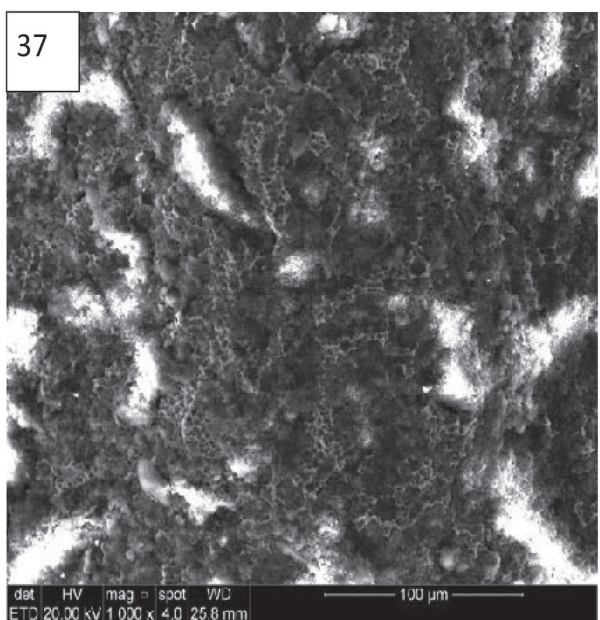
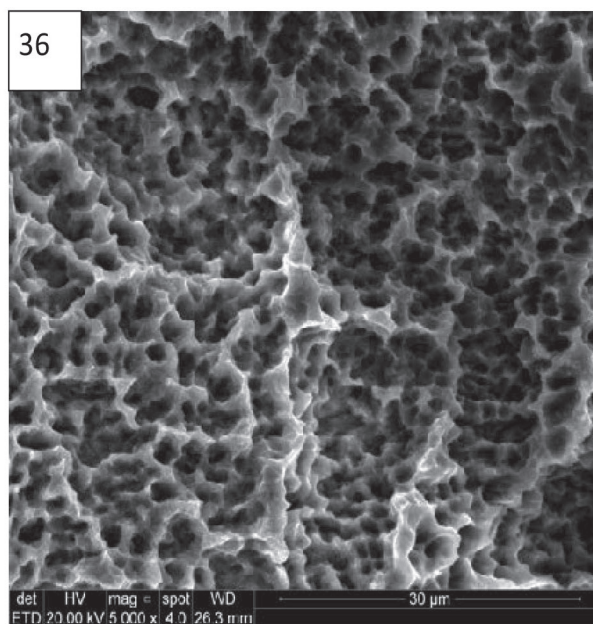
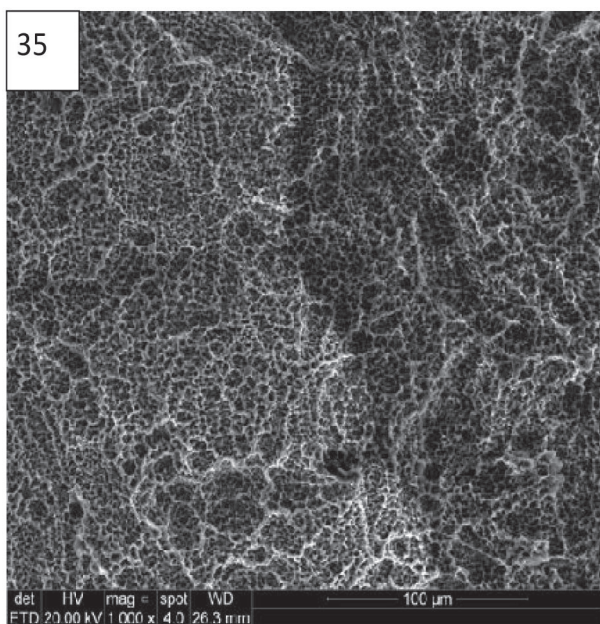


Fonte: Autoria própria

Ao realizar-se uma tomada comparativa dos dois implantes com torques extremos no grupo Straumann, número "0" e "5", com aproximação de 1000 vezes e 5000

vezes, verificamos nitidamente alteração no preparo de superfície do implante além da adição de partículas de poliuretano (Figuras 35, 36, 37 e 38).

Figura 35 – Implante grupo Straumann número "0" controle com preparo de superfície SLA active com aproximação de 1000 vezes. **Figura 36** – Implante grupo Straumann número 5 com preparo de superfície SLA active, com torque de aplicação 95 Ncm com aproximação de 1000 vezes. **Figura 37** – Implante grupo Straumann número "0" controle com preparo de superfície SLA active com aproximação de 5000 vezes. **Figura 38** – Implante grupo Straumann número 5 com preparo de superfície SLA active, com torque de aplicação 95 Ncm com aproximação de 5000 vezes.



Fonte: Autoria própria

DISCUSSÃO

Diferentes tipos de preparo de superfície estão disponíveis para utilização e obtenção de resultados clínicos

confiáveis em osseointegração. Dependendo do método do preparo de superfície, a rugosidade da área (Sa) obtida pode ser classificada em diferentes níveis: Superfícies li-

sas: valor Sa de 0,5 μm ; Superfícies minimamente rugosas: valor Sa 0,5 a 1 μm ; Superfícies moderadamente rugosas: valor Sa 1-2 μm e Superfícies rugosas: valor Sa \pm 2 μm ²⁷.

As duas superfícies testadas apresentam características moderadamente rugosas. A superfície que consiste em um duplo ataque ácido criando assim uma microporosidade de Sa de 0,5 a 2,0 μm e Ra (média da rugosidade de perfil) de 1,56 μm .²⁶ A superfície obtida através de um tratamento com jatos de areia seguido de um ataque ácido, também é classificada como moderadamente rugosa com valores Ra/Sa de 1,0–2,0 μm ²⁷, com um valor Sa de cerca de 1,5 μm ²⁸.

Quando submetidas a diferentes torques de inserção e remoção, as duas superfícies apresentaram diferentes comportamentos quanto a manutenção da integridade do preparo de superfície com a finalidade de manter suas características iniciais para a osseointegração.

A superfície de duplo ataque ácido apresentou estabilidade estrutural quando submetida a todos os níveis (35, 50, 65, 80 e 95 Ncm) de torque empregados, enquanto que a superfície de jateamento e ataque ácido apresentou deformação estrutural de seu preparo de superfície a partir de 50 Ncm de torque, mantendo este comportamento em todos os níveis de torque superiores a 50 Ncm (65, 80 e 95 Ncm). Este comportamento pode estar relacionado à obtenção de uma superfície com maiores discrepâncias entre as saliências e depressões, que pode ser bastante suscetível ao processo de osseointegração sob torques até 50 Ncm, mas que, sob a elevação do torque de inserção, pode apresentar deformações que alterem suas características iniciais e que podem interferir na área de superfície de contato do implante dentário com o tecido ósseo.

Desta forma verificamos que em presença de altos torques de inserção de implantes com a finalidade de obter alta estabilidade primária podemos ter interferência sobre as superfícies com alto potencial de rugosidade, causando a deformação da superfície preparada e que deveria estabelecer maiores níveis de contato entre osso e implante.

CONCLUSÃO

Considerando a metodologia empregada, não foi possível constatar evidências que comprovem que um torque excessivo de até 95 Ncm possa alterar o tratamento dispensado à superfície do implante com duplo ataque ácido. Por outro lado, ao avaliar a superfície proveniente de jateamento e ataque ácido, verificamos que a partir de 50 Ncm, todas as análises dos diferentes torques aplicados apresentaram deformações do preparo de superfície, alterando suas características iniciais de rugosidade. Apesar dos dados coletados, salientamos que o presente modelo laboratorial aplicado não avalia o comportamento clínico dos implantes testados.

REFERÊNCIAS

1. MISCH, C. E. Implantes dentais contemporâneos. Elsevier, Rio de Janeiro 3 ed., 2011.
2. ADELL, R. *et al.* A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, Copenhagen, v. 10, p. 387-465, 1981.
3. BRANEMARK INSTITUT. **Como surgiu a osseointegração**. Disponível em: <http://www.branemark.org.br/integracao/historia-osseointegracao/>. Acesso em: 03 set. 2017.
4. BRANEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthetic Dent.*, Iowa, v. 50, p. 399-410, 1983.
5. KASEMO, B.; LAUSMAA, J. Biomaterial and implant surfaces: the role of cleanliness, contamination, and preparation procedures. *J. Biomed. Mat. Res.*, Hoboken, v. 22, p.145-158, 1988.
6. ELIAS, C. N. *et al.* Relationship between surface properties, roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Massachusetts, v. 1, n.3, p. 234-242. 2008.
7. ZHAO, G. *et al.* High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. *J. Biomed. Mater. Res. A*, Hoboken, v. 74, n. 1, p. 49-58, 2005.
8. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin. Oral Implants Res.*, Copenhagen, v. 20, p. 172-184, 2009.
9. STEIGENGA, J. *et al.* Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J. Periodontol.*, Indianapolis, v. 75, n. 9, p. 1233-1241, 2004.
10. THAKRAL, G. K. *et al.* Nanosurface—the future of implants. *J. Clin. Diagn. Res.*, Delhi, v. 8, n. 5, p. 7, 2014.
11. DUAN, K. E.; WANG, R. Surface modifications of bone implants through wet chemistry. *J. Mater. Chem.*, Washington, v. 16, n. 24, p. 2309-2321, 2006.
12. ALVES, R. *et al.* Tratamento de superfície de implantes dentários: SBF. *Rev. Odontol. Araçatuba*, Araçatuba p. 38-43, 2011.
13. DE CARVALHO, B. M. *et al.* Tratamentos de superfície nos implantes dentários. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-maxilo-facial*, São Paulo, v. 9, n. 1, p. 30-123, 2009.
14. GALLI, S. *et al.* Surface characterization and clinical review of two commercially available implants. *Implant Dent.*, Baltimore v. 22, n. 5, p. 507-518, 2013.
15. ANSELME, K. *et al.* Qualitative and quantitative study of human osteoblast adhesion on materials with various surface roughnesses. *J. Biomed. Mater. Res.*, Hoboken, v. 49, n. 2, p. 155-166, 2000.
16. JAVED, F.; ROMANOS, G. E. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J. Dent.*, Guildford, v. 38, n. 8, p. 612-620, 2010.
17. ABRAHAMSSON, I. *et al.* Early bone formation adjacent to rough and turned endosseous implant surfaces: an experimental study in the dog. *Clin. Oral Implants Res.*, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 381-392, 2004.
18. ELIAS, C. N. *et al.* Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, Hoboken, v. 16, p. 169-180, 2012.
19. SZMUKLER, S. M. *et al.* Timing of loading and effect of micromotion

- on bone–dental implant interface: review of experimental literature. **J. Biomed. Mater. Res**, Hoboken. v. 43, n. 2, p. 192-203, 1998.
20. INSTRUÇÕES de uso dos implantes Dérig Implantes do Brasil. Disponível em: <http://www.derig.com.br/instrucoes/implantes.pdf>. Acesso em: 17 abr. 2018.
21. BASHUTSKI, J. D.; D’SILVA, N. J.; WANG, H. L. Implant compression necrosis: current understanding and case report. **J. Periodontol.**, Indianapolis. v. 80, n. 4, p. 700-704, 2009.
22. TABASSUM, A. *et al.* 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 Implants Res.**, Copenhagen. v. 20, n. 4, p. 327-332, 2009.
23. YAMAGUCHI, Y. *et al.* Effect of implant design on primary stability using torque-time curves in artificial bone. **Int. J. Implant Dent.**, v. 1, n. 1, p. 21, 2015.
24. REIS, A. C.; VALENTE, M. L. C; SHIMANO, A. C. Caracterização microestrutural de implantes odontológicos submetidos a ensaio de tração. **RPG. Revista de Pós-Graduação**, São Paulo. v. 19, n. 1, p. 1-8, 2012.
25. KIM, R. W. *et al.* Microscopic analysis of fractured dental implant surface after clinical UseR. **Procedia Engineering**, [s.l.], v. 10, p. 1955-1960, 2011.
26. CATÁLOGO DE PRODUTOS IMPLANTES – COMPONENTES. **Dérig Implantes do Brasil**. Disponível em: http://derig.com.br/DERIG_CATALOGO_2016_Lay_SIL.pdf. Acesso em: 01 abr. 2018.
27. WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard. v. 15, n. 3, 2000.
28. LANG, N. P.; JEPSEN, S. Implant surfaces and design (Working Group 4). **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen. v. 20, p. 228-231, 2009.

Submetido em: 20/06/2020

Aceito em: 13/10/2020