

LARA CAROLINE PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE RUGOSIDADE E ENERGIA
SUPERFICIAL DE AMOSTRA FABRICADA POR
MANUFATURA ADITIVA VISANDO APLICAÇÃO EM
IMPLANTES DENTÁRIOS**



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA MECÂNICA

2018

LARA CAROLINE PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE RUGOSIDADE E ENERGIA
SUPERFICIAL DE AMOSTRA FABRICADA POR
MANUFATURA ADITIVA VISANDO APLICAÇÃO EM
IMPLANTES DENTÁRIOS**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de **Bacharel em Engenharia Mecânica**.

Área de Concentração: Materiais e Processos de Fabricação

Orientador: Prof. Dr. Alexandre Zuquete Guarato

Uberlândia – MG

2018

LARA CAROLINE PEREIRA DOS SANTOS

**ANÁLISE DE RUGOSIDADE E ENERGIA
SUPERFICIAL DE AMOSTRA FABRICADA POR
MANUFATURA ADITIVA VISANDO APLICAÇÃO EM
IMPLANTES DENTÁRIOS**

Trabalho de conclusão de curso **Engenharia
Mecânica** pela Faculdade de Engenharia Mecânica da
Universidade Federal de Uberlândia.

Área de Concentração: Materiais e Processos de
Fabricação

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alexandre Zuquete Guarato – FEMEC – UFU – Orientador

Prof. Dr. Alberto Arnaldo Raslan – FEMEC – UFU

Prof. Dr. Márcio Peres de Souza – FEMEC – UFU

Uberlândia, 2018

Dedico este trabalho à minha família e amigos, que sempre me apoiaram. Sem vocês nada disto seria possível.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha família, principalmente a meu pai Adevailton, à minha mãe Eliane, às minhas irmãs Gabriela e Lorena e à minha afilhada Maria Clara, pelo total suporte, paciência e compreensão durante toda esta jornada. Vocês me ensinaram o que é carinho e amor. Não consigo colocar em palavras toda a admiração e gratidão que sinto.

Agradeço aos meus amigos, que sempre acreditaram em mim, me dão conforto e me trazem alegria, mesmo nos momentos mais desesperadores. Aos amigos do Flawless Danger, Aléxia, Arantxa, João Paulo, Lais, Olávio, Pâmella e Rafaella, aos amigos do Back to Brazil, Isis, Rebeca, Maria Helena, Fernanda, Gregório, José, Leo, Patrícia, Renata e Marcela, e as amigas do Mechanicats, Victoria, Eliza e Nathaly, o meu muitíssimo obrigado. Amo muito todos vocês.

Gostaria de agradecer também ao John, a pessoa mais incrível que já conheci, por sempre estar comigo apesar de todas as adversidades. Você me faz acreditar que tudo é possível.

Não posso deixar de agradecer ao meu orientador Alexandre, que com sua calma, atenção e exemplo nunca deixou de me motivar, e à pessoa que originou a ideia deste projeto, professor Raslan. Vocês são uma inspiração para mim.

Agradeço à equipe do LEPU – Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem, do LTM – Laboratório de Tribologia e Materiais e da PUC-Rio – Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro pelo auxílio na realização deste trabalho e por acreditarem nele tanto quanto eu.

Aos demais colegas, professores e técnicos administrativos da UFU – Universidade Federal de Uberlândia, e a todos os outros que não foram aqui citados, mas que de alguma forma influenciaram na realização deste estudo, obrigada!

*“It is a capital mistake to theorize before one has data.
Insensibly one begins to twist facts to suit theories, instead of theories to suit
facts.”*

- Sherlock Holmes

(Arthur Conan Doyle, 1892)

SANTOS, L. C. P. **Análise de rugosidade e energia superficial de amostra fabricada por manufatura aditiva visando aplicação em implantes dentários**. 2018. 50 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2018.

Resumo

Implantes intraósseos são usados na odontologia para substituir dentes perdidos e funcionam como raízes artificiais, onde uma prótese dentária será ancorada. O fenômeno de crescimento de tecido do osso na superfície do implante é conhecido como osseointegração, e diversas estratégias são usadas para melhorar a osseointegração de implantes dentários, como por exemplo, modificar a rugosidade e aumentar a energia da superfície do implante. Com a recente popularização da manufatura aditiva / impressão 3D, há um interesse crescente na aplicação desta tecnologia na fabricação de implantes, já que a manufatura aditiva oferece uma série de vantagens, como a geração de implantes com design, porosidade e rugosidade customizadas. Tendo em vista estes aspectos, foram mensuradas a rugosidade e a energia superficial de uma amostra plana produzida por manufatura aditiva com o intuito de verificar a viabilidade do uso desta tecnologia para fabricação de implantes dentários. Os valores medidos foram comparados com dados informados na literatura para implantes comerciais e verificou-se que o uso de manufatura aditiva no contexto odontológico é viável em relação aos parâmetros de superfície. Inclusive, um grande potencial desta proposta é a possibilidade de eliminação de tratamentos superficiais posteriores, permitindo maior rapidez e redução dos custos de produção destes implantes.

Palavras Chave: Implantes, Rugosidade, Energia superficial, Manufatura aditiva, Impressão 3D

SANTOS, L. C. P. **Roughness and surface energy analysis of sample produced by additive manufacturing aiming application on dental implants**. 2018. 50 f. Final Project (Mechanical Engineering) – Federal University of Uberlandia, Uberlandia, 2018.

Abstract

Intraosseous implants are used in dentistry to replace lost teeth and function as artificial roots, where a dental prosthesis will be anchored. The phenomenon of bone tissue growth on the surface of the implant is known as osseointegration, and several strategies are used to improve osseointegration on dental implants, such as modifying surface roughness and increasing the implant surface energy. With the recent popularization of additive manufacturing / 3D printing, there is an increasing interest in the application of this technology in implant manufacturing, since it offers several advantages such as the generation of implants with customized design, porosity and roughness. Considering these aspects, the roughness and surface energy of a flat sample produced by additive manufacturing were measured in order to verify the feasibility of this manufacturing technology for dental implants. The measured values were compared with data reported in the literature for commercially available implants and it was found that the use of additive manufacturing in the dental context is suitable in relation to the surface parameters. In addition, a great prospect of this proposal is the possibility of elimination of posterior surface treatments, allowing faster and cheaper production of these implants.

Keywords: Implants, Roughness, Surface energy, Additive manufacturing, 3D printing

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Geometrias TPMS usadas por Yan et al. (2015) (YAN et al., 2015).	21
Figura 2: Geometrias giróide projetadas por Yáñez et al. (2018), onde tem-se a célula unitária na primeira coluna e a fotografia real na segunda coluna (YÁNEZ et at., 2018).	22
Figura 3: Implante comercial da marca Neodent. Foto de acervo próprio.....	29
Figura 4: Implante para cobaias do tipo 1 no projetor de perfil. Foto de acervo próprio.	29
Figura 5: Implante para cobaias do tipo 2 no projetor de perfil. Foto de acervo próprio.	30
Figura 6: Implante para cobaias do tipo 2. Foto de acervo próprio.	30
Figura 7: Objeto desenvolvido no software Inventor através de medições realizadas no projetor de perfil Mitutoyo PJ-A3000.	31
Figura 8: Objeto 3D obtido pelo escaneamento e arquivo visualizado no software Inventor.	32
Figura 9: Impressora EOS M 280 (MARZANO, 2015).	33
Figura 10: Fotografia capturada com MEV	33
Figura 11: Fotografia capturada com smartphone	33
Figura 12: Procedimento de medição do ângulo de contato no software SurfTens	34
Figura 13: Resultados da medição de rugosidade plotados	36

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Resultados da medição de rugosidade.....	35
Tabela 2: Resultado das medições de ângulo de contato em graus.....	38
Tabela 3: Resultado dos cálculos de energia da superfície.....	38
Tabela 4: Comparação dos resultados de média da rugosidade.....	40
Tabela 5: Comparação de ângulo de contato e energia superficial (dados da literatura para aço inoxidável).....	41
Tabela 6: Comparação de ângulo de contato e energia superficial (dados da literatura para titânio).....	41

LISTA DE ABREVIações E SÍMBOLOS

2D: duas dimensões

3D: três dimensões

ADA: American Dental Association

CAD: Computer-aided design (Desenho assistido por computador)

DAA: duplo ataque ácido

Dif: diferença

EBM: Electron Beam Melting

ISO: International Organization for Standardization (Organização Internacional de Normalização)

MEV: microscópio eletrônico de varredura

NBR: Norma Brasileira

OWRK: Owens, Wendt, Rabel e Kaeble

R_a : rugosidade média (parâmetro 2D)

R_{dq} : raiz quadrática da média da inclinação do perfil das irregularidades (2D)

R_{ku} : kurtosis

R_q : rugosidade média quadrática (2D)

R_{sk} : skewness

R_{Sm} : parâmetro de espaçamento do valor médio da largura dos elementos do perfil

R_z : altura máxima do perfil de rugosidade

S_a : rugosidade media (parâmetro 3D)

S_{cx} : equivalente 3D do R_{Sm}

S_{dr} : razão entre a área da superfície analisada e a área planificada de referência

SLM: Selective Laser Melting

S_m : equivalente a R_{Sm}

S_q : rugosidade média quadrática (3D)

S_{tr} : parâmetro de rugosidade espacial 3D que representa a direcionalidade da textura

$S_{\Delta q}$: raiz quadrática da média da inclinação do perfil das irregularidades

Ti-6Al-4V: liga de titânio

TPMS: Triply Periodic Minimal Surface

γ_l : tensão superficial do líquido

γ_{lv} : tensão interfacial líquido/vapor

γ_s : tensão superficial do sólido

γ_{sl} : tensão interfacial sólido/líquido

γ_{sv} : tensão interfacial sólido/vapor

Δ_q : equivalente a R_{dq}

θ : ângulo de contato

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1: Equação de Young	27
Equação 2: Equação de Young reescrita	28

SUMÁRIO

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	15
1.1 Contextualização	15
1.2 Objetivos.....	16
CAPÍTULO II - REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	18
2.1 Superfície dos implantes.....	18
2.1.1 Rugosidade.....	18
2.1.2 Energia da superfície	20
2.2 Porosidade dos implantes.....	21
2.3 Manufatura dos implantes.....	23
2.4 Material dos implantes	23
2.5 Geometria dos implantes	25
2.6 Como medir a rugosidade e a molhabilidade dos implantes	25
2.6.1 Avaliação da rugosidade.....	25
2.6.2 Avaliação da molhabilidade.....	27
CAPÍTULO III - METODOLOGIA	29
CAPÍTULO IV - RESULTADOS E DISCUSSÕES	35
4.1 Rugosidade.....	35
4.2 Ângulo de contato	38
4.3 Síntese dos resultados	40
CAPÍTULO V - CONCLUSÕES	42
SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	44
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	45
ANEXO 1 – DADOS BRUTOS DE RUGOSIDADE	50

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

Implantes intraósseos são usados na odontologia para substituir dentes perdidos (VOOTLA; REDDY, 2017). Estes implantes são inseridos para funcionar como raízes artificiais, nas quais uma prótese dentária será ancorada (VOOTLA; REDDY, 2017). Brånemark et al. em 1969 foi o primeiro pesquisador a reportar o crescimento de tecido do osso na superfície de um implante metálico, e mais tarde, em 1977, criou o termo osseointegração para descrever tal fenômeno (ALBREKTSSON; ALBREKTSSON, 1987).

Diversos fatores afetam a osseointegração de um implante dentário, incluindo a biocompatibilidade do material, o design e a superfície do implante, a técnica cirúrgica usada na inserção do implante, as condições de carga aplicadas no implante após inserção e a situação do osso hospedeiro (ALBREKTSSON; ALBREKTSSON, 1987).

Convencionalmente, implantes dentários disponíveis no mercado são fabricados através da usinagem de titânio comercialmente puro ou em liga, e depois submetidos a tratamentos superficiais (TUNCHEL et al., 2016). Essas modificações superficiais possuem o objetivo de melhorar e acelerar a osseointegração, principalmente aumentando a molhabilidade e manipulando a topografia (JEMAT et al., 2015).

A molhabilidade de uma superfície é caracterizada pela tendência ou não de um líquido se espalhar sobre esta (FARIAS, 2016). Quanto maior a energia de uma superfície, melhor será a molhabilidade desta, pois o líquido conseqüentemente se espalhará por uma área mais ampla.

Enquanto isso, a topografia de uma superfície é formada por uma combinação de forma geométrica, ondulação e rugosidade (WILLIAMS, 2005). Acredita-se que superfícies rugosas possuem uma melhor osseointegração que superfícies lisas (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2009).

Além de requerer tratamentos superficiais posteriores, implantes convencionais são densos e, principalmente implantes médicos de quadril e joelho, que são geralmente

fabricados por fundição e forjamento, causam um enfraquecimento dos ossos vizinhos, já que há uma diferença entre a rigidez do material do implante e dos ossos (BOSE et al., 2018).

Com a recente popularização da manufatura aditiva, a aplicação deste processo de fabricação no contexto médico e odontológico se tornou uma interessante alternativa ao processo convencional.

Manufatura aditiva é o nome dado a tecnologia de fabricação que constrói objetos a partir de um modelo computacional 3D CAD através de sucessivas camadas de material (FAHAD; HOPKINSON, 2012). Diferentes técnicas são usadas para gerar tais camadas, como por exemplo sinterização a laser, e vários materiais podem ser processados, inclusive metais e cerâmicas (BOSE et al., 2018). Manufatura aditiva também pode ser conhecida por outros nomes, como impressão 3D e prototipagem rápida.

O uso desta tecnologia traz diversas vantagens para a área médica e odontológica, como:

→ Manufatura de implantes com porosidade controlada, já que a porosidade pode reduzir a rigidez do material e fazer com que este se assemelhe melhor ao osso vizinho (BOSE et al., 2018). Além de diminuir o peso do implante (JAVAID; HALEEM, 2017).

→ Criação de um modelo computacional prévio do implante, que pode ter design customizado, tem baixo custo e auxilia no planejamento da cirurgia, reduzindo tempo e melhorando a precisão médica (JAVAID; HALEEM, 2017).

→ Fabricação rápida de geometrias complexas com ótima repetibilidade e acuracidade (SALMI et al., 2013).

Sobre o uso de manufatura aditiva no contexto médico e odontológico, em 2004 apenas 3 artigos foram publicados nesta área, já em 2016, 133 artigos foram publicados, o que indica um crescente interesse no potencial desta aplicação (JAVAID; HALEEM, 2017).

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste projeto é analisar a rugosidade e a molhabilidade de uma amostra produzida por manufatura aditiva e verificar a viabilidade do uso de manufatura aditiva na fabricação de implantes dentários.

Os objetivos específicos deste projeto são:

- realizar revisão bibliográfica sobre o tema proposto, que engloba: vantagens no uso da manufatura aditiva no contexto médico e odontológico, fatores que afetam a osseointegração de implantes dentários, relevância da rugosidade e molhabilidade no funcionamento dos implantes dentários e como caracterizá-las;

- analisar a rugosidade e a molhabilidade de uma amostra plana produzida por manufatura aditiva;
- comparar os valores obtidos com dados encontrados em literatura para implantes comerciais.

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

As estratégias usadas para melhorar a osseointegração de implantes dentários consistem em alterar a biocompatibilidade dos implantes, modificar as técnicas cirúrgicas e mudar o design (ELIAS, 2011). Este capítulo apresenta uma revisão bibliográfica sobre algumas variáveis que afetam o sucesso de um implante dentário, focando principalmente nos parâmetros que interferem na biocompatibilidade.

2.1 Superfície dos implantes

Características da superfície como rugosidade, energia e composição química influenciam o crescimento celular principalmente nos primeiros estágios da osseointegração (ELIAS, 2011). Portanto, numerosas modificações superficiais foram desenvolvidas a fim de melhorar a osseointegração, diminuir o tempo de cicatrização e melhorar a estabilidade do implante (ELIAS, 2011).

A estabilidade total de um implante é a soma da estabilidade primária e da secundária (ROCHA, 2010). A estabilidade primária é a resistência máxima ao movimento do implante no final da inserção, já a estabilidade secundária é obtida com a osseointegração (ROCHA, 2010). De acordo com Elias (2011), a estabilidade primária de um implante dentário depende da forma do implante e da morfologia da superfície, enquanto que a estabilidade secundária depende principalmente da superfície do implante.

2.1.1 Rugosidade

Superfícies de engenharia, além de apresentar erros de geometria e forma, sempre terão uma rugosidade superficial (WILLIAMS, 2005). Quando se tiram os erros de forma da análise, uma superfície é composta de ondulação e rugosidade (WILLIAMS, 2005). A

ondulação ocorre geralmente na escala dos milímetros e em comprimentos de onda relativamente longos, já a rugosidade varia em um comprimento de onda muito menor e alta frequência (WILLIAMS, 2005).

Wennerberg e Albrektsson (2009) identificaram 1184 publicações no PubMed como relevantes ao assunto de análise da superfície de implantes odontológicos feitos de titânio visando a osseointegração. Destes, apenas 100 foram revistos, pois realizaram testes *in vivo*. Depois desta revisão bibliográfica, os resultados foram que superfícies lisas ($S_a < 1 \mu\text{m}$) mostraram uma osseointegração menor que superfícies rugosas. Alguns estudos sugeriram que superfícies moderadamente rugosas ($1 \mu\text{m} < S_a < 2 \mu\text{m}$) se aderem melhor ao tecido do osso que superfícies rugosas ($S_a > 2 \mu\text{m}$). Entretanto, somente este parâmetro da superfície (S_a) foi analisado nos estudos em questão. As conclusões foram que a maioria dos artigos publicados fizeram uma caracterização inadequada da superfície dos implantes e que não somente parâmetros de altura devem ser usados, mas também parâmetros híbridos e espaciais.

Neste contexto, Elias et al. (2008) investigaram a rugosidade e o ângulo de contato de implantes odontológicos usinados que passaram por diferentes tratamentos superficiais. Os testes *in vivo* sugeriram que os tratamentos superficiais beneficiaram a biocompatibilidade dos implantes.

Entretanto, Li et al. (2012) fabricaram implantes de liga de titânio Ti-6Al-4V usando manufatura aditiva e controlando a estrutura interna dos poros. Testes *in vivo* e *in vitro* foram realizados usando os implantes separados em dois grupos: com e sem uma camada superficial de apatita. O crescimento do osso para dentro dos implantes com e sem apatita foi similar.

Ainda nesta linha, Bertollo et al. (2012) compararam em testes *in vitro* implantes fabricados por manufatura aditiva e implantes com revestimento de titânio aplicado com plasma. Nenhuma diferença significativa foi encontrada.

Biemond et al. (2013) também fizeram testes comparativos usando implantes produzidos por duas técnicas de manufatura aditiva diferentes (selective laser melting ou SLM e electron beam melting ou EBM) com e sem revestimento superficial de fosfato de cálcio. Os testes foram realizados em bodes e nenhuma diferença significativa foi encontrada.

Cardoso (2014) desenvolveu um dispositivo para mandíbula customizado, poroso e fabricado em titânio por manufatura aditiva sem tratamento superficial posterior. Ao realizar ensaios de flexão e *in vitro*, verificou que o dispositivo é viável para aplicação odontológica.

Longhitano et al. (2015) avaliaram a rugosidade de amostras produzidas pela mesma impressora que Cardoso (2014), utilizando o mesmo material e os mesmos parâmetros de impressão. Foram medidos os parâmetros R_a e R_z de amostras com e sem tratamentos

superficiais. Ao comparar os dados obtidos, observaram que a amostra tratada com jateamento e ataque químico apresentou o menor resultado entre todas as amostras, com um valor de R_a de 4 μm . A amostra sem nenhum tratamento apresentou R_a igual a 6 μm . Ambos valores são considerados rugosos por Wennerberg e Albrektsson (2009).

Por fim, Matouskova et al. (2018) realizaram testes *in vitro* e mediram a rugosidade de amostras de titânio produzidas por manufatura aditiva. Foi verificado o parâmetro R_a . A amostra que passou por jateamento apresentou R_a igual a 3,4 μm , enquanto a amostra sem tratamento superficial apresentou R_a igual a 13,3 μm . Entretanto, os testes *in vitro* mostraram um melhor crescimento celular na amostra sem tratamento superficial.

Estes estudos sugerem que implantes porosos fabricados por manufatura aditiva podem ser usados sem a necessidade de tratamento superficial posterior, enquanto que implantes tradicionais usinados necessitam destes tratamentos.

2.1.2 Energia da superfície

A molhabilidade de um sistema é caracterizada pelo ângulo de contato, cuja definição consiste no ângulo formado na interface entre a superfície sólida e uma gota de líquido. Um ângulo de contato pequeno (inferior a 90°) indica que a superfície sólida está bem molhada e é portanto hidrofílica, um ângulo de contato maior que 90° indica que o fluido não se espalha sobre a superfície e esta é hidrofóbica. A molhabilidade é influenciada tanto pela composição química, quanto pela rugosidade (MARMUR, 2009).

Para determinar a energia de uma superfície, o método mais comum é através do ângulo de contato, onde diversas abordagens e equações existem para correlacionar ambos (HEJDA; SOLAR; KOUSAL, 2010).

A energia superficial de um implante é um fator importante na osseointegração, pois quando a superfície de um implante é carregada positivamente, esta se torna hidrofílica, e proteínas essenciais ao processo de osseointegração se aderem nesta superfície (SARTORETTO et al., 2015). Além de interferir na capacidade de absorção de proteínas, uma maior energia superficial influi na manutenção e formação de coágulos, assim como na adesão e diferenciação celular, acelerando o processo de osseointegração (FARIAS, 2016).

A fim de correlacionar energia superficial e crescimento celular, Hallab et al. (2001) mediram o ângulo de contato de amostras de sete biomateriais diferentes usando gotas de seis líquidos em cada material. Os pesquisadores encontraram que em metais, a adesão celular aumenta linearmente com a energia superficial.

2.2 Porosidade dos implantes

A osseointegração de um implante pode ser melhorada quando se tem uma superfície porosa que replica as propriedades biomecânicas do osso localizado ao seu redor. Além disso, um implante poroso promove um crescimento do osso para dentro de sua estrutura metálica, acelerando o processo de integração (WANG et al., 2016).

Sendo assim, de acordo com Wang et al. (2016) o parâmetro mais importante que influencia o crescimento do osso para dentro da estrutura porosa metálica é o tamanho do poro, que de acordo com alguns pesquisadores possui tamanho ideal entre 200 e 400 μm .

Por outro lado, outros pesquisadores obtiveram resultados promissores utilizando poros de tamanho maiores. Palmquist et al. (2013) realizaram testes em ovelhas com implantes produzidos por manufatura aditiva com porosidade entre 65 e 70% e tamanho de poros entre 500 e 700 μm . Um alto grau de osseointegração foi obtido.

Yan et al. (2015) produziram implantes de Ti-6Al-4V com alta porosidade (80-95%) via manufatura aditiva. Os poros foram construídos usando duas geometrias TPMS – Triply Periodic Minimal Surface, que possuíam tamanho que variavam entre 560-1600 μm e 480-1450 μm . Estruturas TPMS são diferentes estruturas observadas em membranas biológicas cuja geometria diferencial é simétrica e cristalográfica. Tais implantes mostraram uma alta similariedade com o osso vizinho.

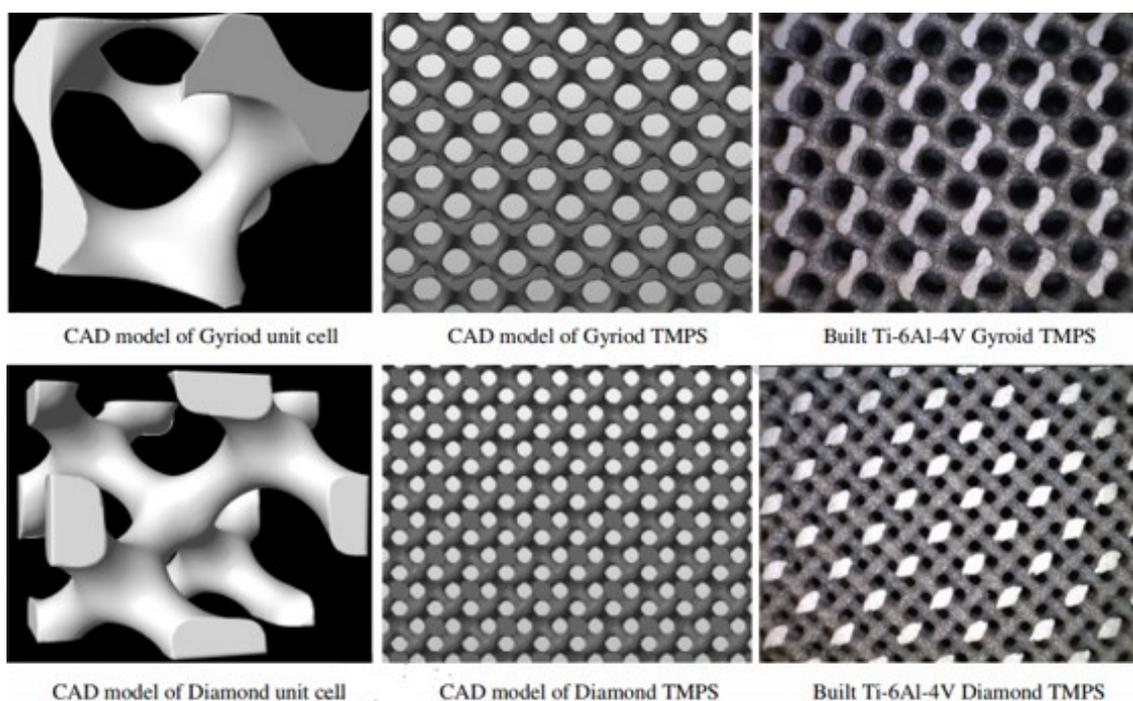


Figura 1: Geometrias TPMS usadas por Yan et al. (2015) (YAN et al., 2015).

Também usando geometrias TPMS e manufatura aditiva, Yánez et al. (2018) imprimiram seis amostras com estruturas porosas giróides de titânio e testaram mecanicamente quatro. A estrutura giróide normal apresentou um comportamento mecânico mais homogêneo, enquanto a deformada apresentou um melhor comportamento quando a carga aplicada era compressiva.

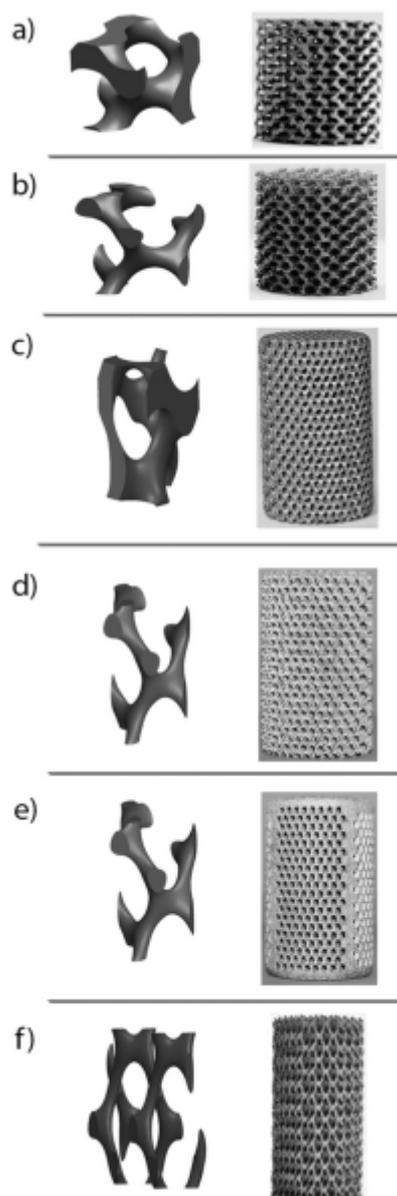


Figura 2: Geometrias giróide projetadas por Yánez et al. (2018), onde tem-se a célula unitária na primeira coluna e a fotografia real na segunda coluna (YÁNEZ et al., 2018).

A formação de poros ocorre naturalmente durante o processo de fabricação da manufatura aditiva. Entretanto, de acordo com Sing et al. (2015) esta formação deve ser controlada selecionando cuidadosamente os parâmetros de impressão da máquina, como

potência do laser, velocidade de varredura do laser e distância entre filetes que formam a camada.

Portanto, estudos deixam claro que a porosidade do implante é importante, sendo recomendável que esta seja inclusive controlada. Entretanto, não se parece ter um consenso quanto ao tamanho do poro e a porcentagem de porosidade. A geometria dos poros também pode influenciar o sucesso do implante.

2.3 Manufatura dos implantes

Implantes tradicionais comerciais são manufaturados através da usinagem do titânio comercialmente puro ou na liga Ti-6Al-4V. Após a usinagem, eles são tratados superficialmente através de diferentes processos que visam tornar a superfície mais rugosa e biocompatível, já que diversos estudos mostram que superfícies rugosas beneficiam o comportamento das células e a resposta óssea (TUNCHEL et al., 2016).

Considerando então estas necessidades e a recente popularização da manufatura aditiva (ou impressão 3D), Tunchel et al. (2016) propuseram produzir implantes dentários via impressão 3D, que já geraria a rugosidade procurada sem a necessidade de nenhum tratamento superficial posterior. Tunchel et al. (2016) utilizaram implantes fabricados em um atmosfera controlada de argônio através de pó de liga de titânio (Ti-6Al-4V) cujas partículas possuíam tamanhos entre 25 e 45 μm . Os implantes dentários foram então fixados em 82 pacientes. No total, 110 implantes foram instalados, sendo 65 na maxila e 45 na mandíbula. Os pacientes foram então observados por 3 anos e no fim do estudo 6 implantes falharam, gerando uma taxa de sucesso de 94,3%. Por fim, Tunchel et al. (2016) concluíram que, considerando os resultados obtidos, técnicas de impressão 3D / manufatura aditiva representam uma opção viável na produção de implantes dentários.

Ainda neste contexto, Mangano et al. (2014) realizaram uma revisão bibliográfica contendo 27 estudos que avaliaram o uso de implantes dentários de titânio fabricados através de manufatura aditiva. A conclusão foi que diversos estudos mostraram o potencial destes implantes. Entretanto, ainda não há uma comparação com os implantes tradicionais.

2.4 Material dos implantes

A fim de otimizar a performance dos implantes, o material dos mesmos deve ser selecionado apropriadamente. O material não pode reagir negativamente com o meio

biológico e ainda deve manter boa resposta mecânica (SAINI et al., 2015). Saini et al. (2015) fizeram uma revisão de todos os biomateriais usados em implantes dentários, focando nos pros e contras e mencionando também novas tendências e as propriedades procuradas no material.

De acordo com Saini et al. (2015), o módulo de elasticidade deve ser próximo ao do osso, o material deve ter alta resistência à tração e à compressão, alta tensão de escoamento, ser resistente a fadiga, possuir ductilidade mínima de 8% de acordo com ADA (American Dental Association), e quanto mais duro e resiliente, menor a ocorrência de desgaste e fratura. Além disso, o material deve ser resistente à corrosão.

Ainda de acordo com Saini et al. (2015), no século 21 o material mais usado na fabricação de implantes dentários é o titânio e suas ligas, sendo outros metais, como ouro, aço inoxidável e liga de Cobalto-Cromo, considerados obsoletos. Polímeros possuem propriedades mecânicas inferiores, não se aderem adequadamente ao tecido vivo e causam reações imunológicas adversas. Cerâmicas, por serem inertes, possuem boas propriedades físicas e alta dureza, já foram usadas em implantes. Contudo, sua baixa ductilidade e resistência a fratura limitou seu uso.

Gok et al. (2017) avaliaram computacionalmente o uso de parafusos no tratamento de fratura do colo do fêmur. Um osso femoral foi escaneado e depois convertido para um modelo 3D, a fratura foi modelada usando SolidWorks, parafusos de três materiais diferentes (titânio, aço inoxidável e cobalto-cromo) foram analisados numericamente através do Ansys. Após a análise, foi concluído que o material que exibiu melhor comportamento é o titânio, já que este minimizou a criação de tensões próximo da fratura.

Entretanto, Brown et al. (2014) inseriram parafusos de aço inoxidável e de liga de titânio em um grupo de 12 ratos. Após seis semanas, os ratos foram eutanizados e a estabilidade e o torque de remoção dos implantes foram medidos. O dano causado ao osso e a porcentagem do implante em contato com o osso em um nível microscópico foram quantificados. Todos os implantes estavam estáveis após as seis semanas e a única diferença encontrada entre os implantes foi um torque de inserção 9% maior para o aço inoxidável. Brown et al. (2014) concluíram por fim que ambos materiais são adequados para aplicações ortodônticas.

Portanto, metais parecem ser o material de escolha para implantes, sendo titânio o mais comum e popularmente aceito. Todavia, aço inoxidável também apresenta um comportamento apropriado.

2.5 Geometria dos implantes

Mudanças na macro geometria possuem influência no sucesso dos implantes, já que as características do design são responsáveis pela quantidade de osso e em como este entra em contato com o implante (NAVES et al., 2015).

Naves et al. (2015) mostraram que implantes de geometrias diferentes, porém produzidas pelo mesmo fornecedor, usando o mesmo material, mesmo método de fabricação e submetidas aos mesmos tratamentos superficiais, possuem valores de rugosidade diferentes. Além disso, os valores de rugosidade variam bastante quando medidas no topo, no vale e no flanco do implante. Os flancos e vales apresentaram maior rugosidade que o topo, sugerindo que as partículas abrasivas ricochetearam para os vales e flancos.

Foram também medidas a rugosidade de discos planos que passaram pelos mesmos tratamentos superficiais. A rugosidade dos discos foi similar à das regiões dos implantes que possuíam o ângulo entre as partículas abrasivas e sua superfície parecido com a angulação entre o disco e as partículas abrasivas.

Em suma, fica claro que a macro geometria do implante influencia na rugosidade do mesmo e que diferentes regiões do implante apresentam diferentes valores de rugosidade. Porém, o estudo sugere que essas diferenças têm origem no tratamento superficial aplicado.

Em um caso onde o implante dentário tivesse sido gerado por um processo de manufatura aditiva, e não houvesse necessidade de tratamento superficial posterior, provavelmente não se encontrariam estas diferenças de rugosidade entre o topo, o vale e o flanco do implante, já que o processo de manufatura aditiva garante uma boa repetibilidade.

2.6 Como medir a rugosidade e a molhabilidade dos implantes

Nos próximos dois tópicos serão abordados os métodos de medição de rugosidade, molhabilidade e cálculos de energia superficial sugeridos pela literatura, assim como qual foi o método selecionado para este trabalho e o porquê.

2.6.1 Avaliação da rugosidade

Existem três grandes grupos de instrumentos usados para avaliar a rugosidade de superfícies: perfilômetros de contato mecânico, instrumentos de perfilometria ótica e microscopia de varredura com apalpador (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2000).

Wennerberg e Albrektsson (2000), a fim de sugerir um padrão para a medição da topografia de implantes dentários, publicaram as seguintes diretrizes:

→ Perfilômetros de contato mecânico são aqueles que usam uma agulha, geralmente de diamante, que se move sobre uma superfície em velocidade constante registrando o perfil encontrado. Em pesquisas relacionadas a implantes, este método é usado somente para avaliar rugosidade de cilindros e discos ou placas planas, já que o design das roscas dos implantes dentários oferece uma limitação para tal instrumento.

→ Instrumentos de perfilometria ótica são muito usados para avaliação de biomateriais, já que estes não entram em contato com a superfície em questão. Geralmente são mais ágeis e oferecem uma resolução melhor que perfilômetros de contato mecânico.

→ Microscópios de varredura com apalpador consistem em medir a interação entre um pequena ponta de medição e a superfície da amostra. Esta técnica apresenta resolução altíssima, e estruturas tão pequenas quanto moléculas de proteína podem ser visualizadas e caracterizadas. Entretanto, geometria de roscas não conseguem ser avaliadas e a faixa e área de medição são muito pequenas.

→ Em relação a que áreas devem ser medidas, em discos e cilindros a topografia da superfície é em geral similar em diferentes locais da amostra. Entretanto, em implantes com rosca, medidas devem ser feitas no topo, vale e flanco do implante.

→ Análises 3D são superiores que análises 2D. Para obter uma caracterização confiável de um perfilômetro 2D, são necessárias pelo menos 25 medições com uma distância de no mínimo 20 μm entre cada escaneamento. Além disso, as medições devem ser realizadas perpendicularmente a direção principal das irregularidades.

→ O filtro deve ser sempre especificado e o cut-off deve ser 2,5 vezes o espaçamento pico-a-pico e sempre 1/5 do comprimento de amostragem.

→ Pelo menos um parâmetro de altura, um espacial e um híbrido devem ser apresentados. Para medições 3D os sugeridos são: S_a e S_q (altura), S_{cx} e S_{tr} (espacial), $S_{\Delta q}$ e $S_{\Delta r}$ (híbridos). Para medições 2D os sugeridos são: R_a e R_q (altura), S_m (espacial), Δ_q (híbridos).

Neste trabalho, será usado o perfilômetro de contato mecânico para avaliação da rugosidade, já que este é o método de mais fácil manuseio e acesso dentro da infraestrutura da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia. Os parâmetros avaliados serão $R_a, R_q, R_{Sm}, R_{Sk}, R_{ku}, R_{dq}$. Definições dos parâmetros se encontram abaixo e são de acordo com a NBR ISO 4287:

R_a : Parâmetro calculado como a média aritmética dos valores absolutos da altura das irregularidades. Este é o parâmetro mais comumente utilizado para caracterizar superfícies de implantes dentários (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2000).

R_q : Parâmetro calculado como a raiz quadrada da média dos valores das ordenadas.

R_{Sm} : Parâmetro de espaçamento que é calculado como o valor médio da largura dos elementos do perfil.

R_{sk} : Parâmetro conhecido como skewness e representa a simetria do perfil. Um perfil simetricamente distribuído, ou seja, com a mesma quantidade de picos e vales, apresenta skewness zero, enquanto que um perfil com muitos picos altos tem skewness positiva e com vales profundos tem skewness negativa (GADELMAWLA et al., 2002).

R_{ku} : Este é o fator de achatamento do perfil avaliado, conhecido como kurtosis. Se a kurtosis é menor que 3, a curva de distribuição é achatada e apresenta poucos picos altos e vales profundos, já se a kurtosis é maior que 3, a curva de distribuição apresenta muitos picos altos e vales profundos (GADELMAWLA et al., 2002).

R_{dq} : Parâmetro híbrido que representa a inclinação quadrática média do perfil avaliado.

2.6.2 Avaliação da molhabilidade

Tradicionalmente, o método padrão de análise da energia de uma superfície sólida é pela molhabilidade, que é obtida através da medição do ângulo formado entre a superfície em questão e uma gota de um líquido puro com tensão superficial conhecida (CHAUDHURY, 1996).

Existem dois métodos para obtenção do ângulo de contato: estáticos e dinâmicos (BARBOSA, 2016). Os métodos estáticos consistem em mensurar o ângulo de contato depois que a gota de líquido se espalhou e equilibrou em uma superfície plana (chamado de método estático da gota séssil), já os métodos dinâmicos medem os ângulos de avanço e de recuo ao aumentar ou reduzir o tamanho da gota, ou ao mergulhar e retirar a amostra de um recipiente com o líquido (BARBOSA, 2016).

Após obter o ângulo de contato, existem diversas abordagens e equações que podem ser usadas para se obter o valor da energia da superfície (HEJDA; SOLAR; KOUSAL, 2010). A equação de Young (1805) descreve o ângulo de contato de uma gota de líquido em uma superfície sólida ideal, isto é, plana, lisa, quimicamente homogênea e inerte, da forma:

$$\cos \theta = \frac{\gamma_{sv} - \gamma_{sl}}{\gamma_{lv}} \quad (1)$$

Onde, θ é o ângulo de contato, γ_{lv} é a tensão interfacial líquido/vapor, γ_{sl} é a tensão interfacial sólido/líquido e γ_{sv} é a tensão interfacial sólido/vapor.

Em sistemas onde o vapor é o ar ambiente, pode-se substituir na equação de Young o termo γ_{sv} por γ_s que é a energia livre da superfície sólida, e o termo γ_{lv} por γ_l que é a tensão superficial do líquido puro utilizado no teste (MARMUR, 2009). Portanto, a equação de Young pode ser reescrita da forma:

$$\cos \theta = \frac{\gamma_s - \gamma_{sl}}{\gamma_l} \quad (2)$$

No teste de ângulo de contato, tem-se experimentalmente os valores do ângulo de contato em si (θ) e da tensão superficial dos líquidos puros (γ_l). Assim, para se obter γ_s e γ_{sl} existem diversos métodos, entre eles: teoria de Zisman, teoria da média geométrica e da média harmônica ou métodos de dois componentes, método de Lifshitz-van der Waals / ácido-base ou teoria dos três líquidos, equação de estado de apenas um líquido (BARBOSA, 2016).

Adicionalmente, Barbosa (2016) verificou que o método da média geométrica foi o mais completo e confiável entre os citados e sugeriu duas novas metodologias para medição da energia de superfície de implantes dentários. Uma correlaciona a energia superficial com o fenômeno da capilaridade, enquanto a outra utiliza líquidos de tensão superficial conhecida para realizar testes nos próprios implantes e obter a energia superficial dos mesmos.

Neste trabalho, para obtenção do ângulo de contato, será utilizado o método estático da gota séssil devido a maior facilidade em realizar este teste e maior agilidade para analisar seus resultados. Para análise dos resultados e cálculo da energia superficial será usado o software SurfTens, que oferece duas opções de algoritmos para se calcular a energia da superfície, o algoritmo de Wu e o algoritmo de Owens, Wendt, Rabel e Kaeble (OWRK), sendo que este último usa o método da média geométrica para calcular a energia superficial.

De acordo com o software SurfTens, o algoritmo de Wu é usado em casos de baixa energia de superfície (menor de 20 mN/m), e de acordo com Barbosa (2016), o método da média geométrica foi o mais completo e confiável entre os pesquisados por ele. Portanto, foi usado o método computacional OWRK.

CAPÍTULO III

METODOLOGIA

Inicialmente, um implante comercial da marca Neodent e dois implantes para cobaias foram disponibilizados. O parafuso comercial é de titânio para fixação do bloco ósseo do tipo autorrosqueante. Seguem abaixo nas figuras 3, 4, 5 e 6 fotos dos implantes.



Figura 3: Implante comercial da marca Neodent. Foto de acervo próprio.

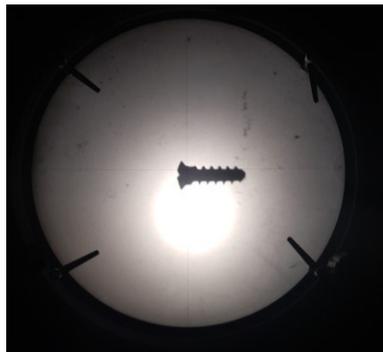


Figura 4: Implante para cobaias do tipo 1 no projetor de perfil. Foto de acervo próprio.



Figura 5: Implante para cobaias do tipo 2 no projetor de perfil. Foto de acervo próprio.



Figura 6: Implante para cobaias do tipo 2. Foto de acervo próprio.

Para realizar a impressão do implante via manufatura aditiva era necessário se ter o modelo 3D dos parafusos. Para conceber o modelo 3D dos parafusos através de software CAD, a primeira opção foi usar um projetor de perfil para tirar as medidas, já que este é um equipamento de fácil acesso e manuseio. Entretanto, foram encontradas dificuldades para efetuar uma medição acurada das roscas do parafuso, e fazer a modelagem 3D em software CAD das roscas, já que estas não seguem um padrão convencional.

Usando o implante para cobaias tipo 2, o projetor de perfil Mitutoyo PJ-A3000 e o software Autodesk Inventor Professional 2018, foi desenvolvido o objeto 3D da figura 7, onde observa-se a falta de acuracidade das roscas do parafuso.

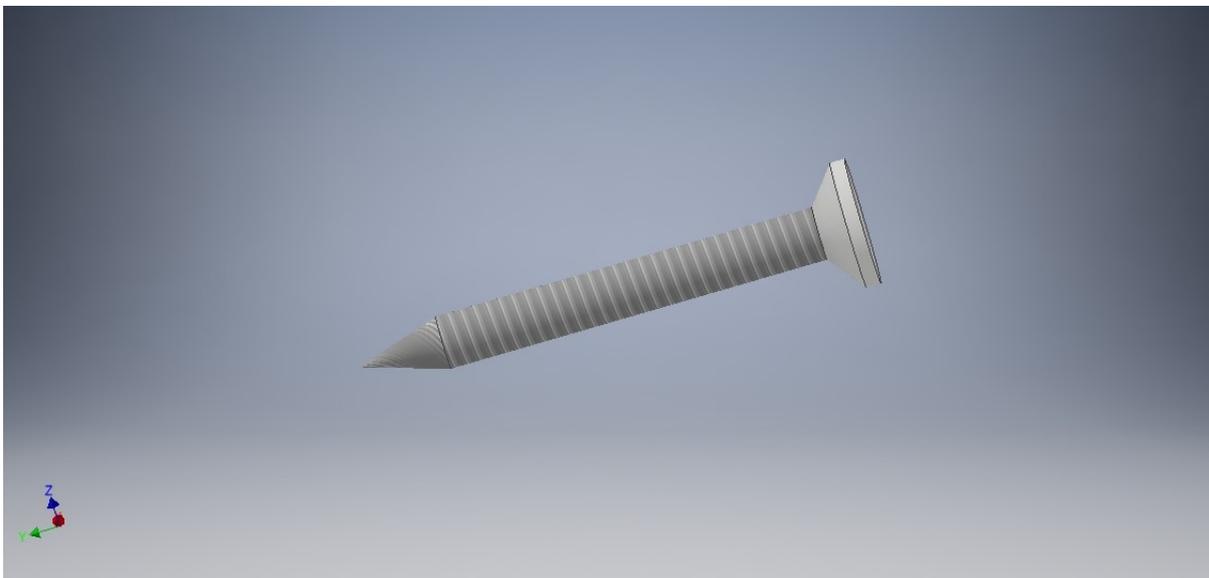


Figura 7: Objeto desenvolvido no software Inventor através de medições realizadas no projetor de perfil Mitutoyo PJ-A3000.

A segunda opção foi usar um microtomógrafo para realizar o escaneamento dos implantes. O microtomógrafo é do fabricante Zeiss, modelo XRadia 510 VERSA, e a microtomografia foi realizada pelo engenheiro de pesquisa Marcos Maurício do Departamento de Engenharia Química e de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Usando uma resolução de 20 μm nos eixos x, y e z, foi efetuado o escaneamento do implante para cobaias tipo 1 e o arquivo do objeto 3D foi visualizado no software Autodesk Inventor Professional 2018 e consta na figura 8.



Figura 8: Objeto 3D obtido pelo escaneamento e arquivo visualizado no software Inventor.

Optou-se por avaliar primeiramente uma amostra plana produzida pela impressora 3D, pelo fato de que fabricantes de implantes utilizam discos planos para fazer a caracterização dos processos e testes de crescimento celular (NAVES et al., 2015). Portanto, a mensuração da rugosidade e molhabilidade de superfícies planas é relevante neste contexto.

A amostra foi impressa pelo professor Guilherme Lorenzoni de Almeida do Departamento de Artes e Design da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro usando a impressora EOS M Eosint 280, que usa sinterização de metal seletiva a laser para fabricar peças prontas para uso. Uma imagem da impressora consta na figura 9. O material utilizado foi aço inoxidável identificado por PH-1 fornecido pela empresa EOS. De acordo com Marzano (2015), a composição em porcentagem dos principais elementos presentes no material fornecido pela empresa EOS para a impressora são: Carbono – 0,035%, Cromo – 15,40%, Níquel – 4,40% e Cobre – 3,50%.



Figura 9: Impressora EOS M 280 (MARZANO, 2015).

As figuras 10 e 11 são fotos tiradas da amostra em questão. A amostra possui 50 mm de comprimento por 35 mm de largura por 5 mm de altura. A figura 10 foi capturada usando um microscópio eletrônico de varredura e a figura 11 foi capturada usando uma câmera de smartphone.

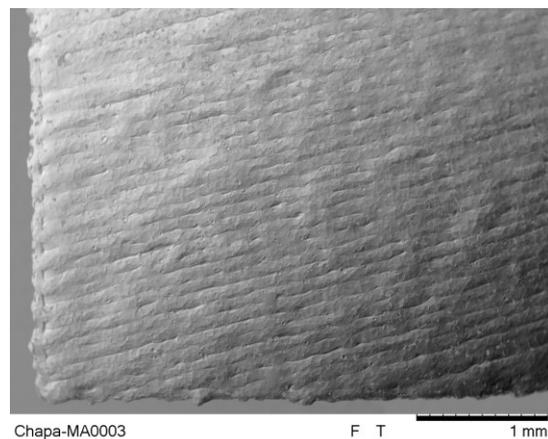


Figura 10: Fotografia capturada com MEV



Figura 11: Fotografia capturada com smartphone

A amostra foi limpa com acetona e ultrassom antes das medições.

A rugosidade da amostra foi medida usando um perfilômetro de contato mecânico portátil Surtronic 3+, modelo 112/1590, fabricado pela Taylor Hobson, de ponta de diâmetro de 2 μm , pelo aluno Lucas de Paiva Vieira do Laboratório de Ensino e Pesquisa em Usinagem da Universidade Federal de Uberlândia. Foram feitas 30 medições perpendiculares a direção principal das irregularidades com comprimento de amostragem de 12,5 mm e cut-off de 2,5 mm. Os parâmetros medidos foram: R_a , R_q , R_{Sm} , R_{Sk} , R_{ku} , R_{dq} . As medições foram realizadas a 20 °C.

Para se medir a molhabilidade, foi usado água deionizada e etilenoglicol e o método estático da gota sésil. Gotas de 1 μl de volume foram geradas usando uma seringa de precisão e 5 medições foram feitas com cada líquido. Fotos foram tiradas usando a câmera de um smartphone Samsung Galaxy S7 de 12 megapixels. O ângulo de contato e a energia da superfície foram avaliados utilizando o software SurfTens. Tem-se na figura 12 uma imagem que mostra o procedimento de medição do ângulo de contato no software SurfTens. As medições foram realizadas a 25 °C.

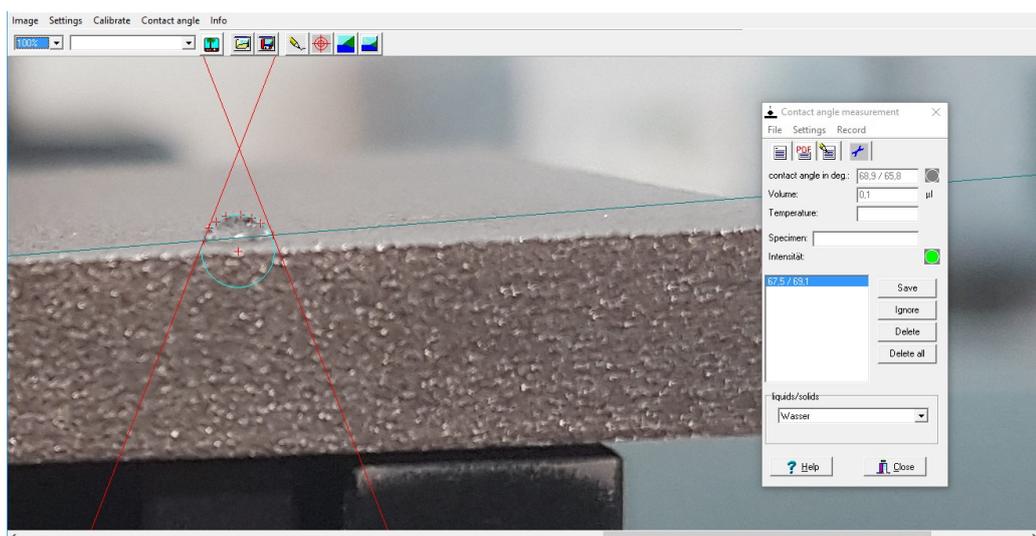


Figura 12: Procedimento de medição do ângulo de contato no software SurfTens

CAPÍTULO IV

RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo serão apresentados os resultados e as discussões referentes às medições de rugosidade, molhabilidade e cálculos de energia superficial realizadas na amostra fabricada por manufatura aditiva.

4.1 Rugosidade

Foram realizadas 30 medições perpendiculares a direção principal das irregularidades da amostra dos parâmetros R_a , R_q , R_{Sm} , R_{sk} , R_{ku} , R_{dq} . Os dados brutos se encontram no anexo 1. Foram calculados a média e desvio padrão dos 30 resultados obtidos pela medição de rugosidade. O resultado tratado se encontra na tabela 1 abaixo:

Tabela 1: Resultados da medição de rugosidade

<i>Parâmetro</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
R_a [μm]	4,55	0,35
R_q [μm]	5,64	0,44
R_{Sm} [mm]	0,235	0,025
R_{sk}	-0,0714	0,2376
R_{ku}	3,74	0,66
R_{dq} [graus]	12,9	1,0

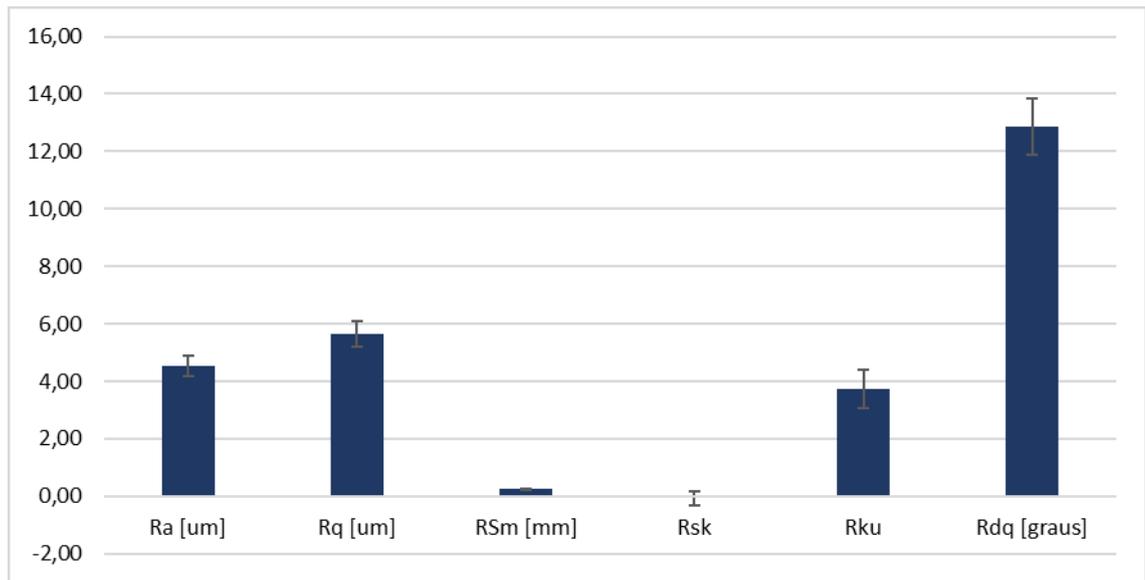


Figura 13: Resultados da medição de rugosidade plotados

Os dados abaixo estão apresentados como média \pm desvio padrão.

- R_a :

Ao medir a rugosidade de diferentes implantes comerciais, o maior valor obtido de S_a por Barbosa (2016) foi $1,06 \pm 0,08 \mu\text{m}$ no flanco da rosca. Por Naves et al. (2015) o maior valor obtido de S_a foi de $1,23 \pm 0,67 \mu\text{m}$ no vale da rosca. Por Wennerberg e Albrektsson (2000) o maior valor obtido de S_a foi de $2,12 \pm 0,7 \mu\text{m}$ também no vale da rosca.

Nos testes experimentais executados, foi obtido um valor de R_a de $4,55 \pm 0,35 \mu\text{m}$. Sendo este valor de R_a obtido nos testes experimentais da amostra superior aos maiores valores encontrados em implantes comerciais por estes pesquisadores.

O valor encontrado nos ensaios experimentais neste trabalho é considerado rugoso ($S_a > 2 \mu\text{m}$), porém foi reportado por Wennerberg e Albrektsson (2009) que superfícies rugosas se aderem melhor que superfícies lisas ao osso. Neste mesmo trabalho de revisão feito por Wennerberg e Albrektsson (2009) foram encontrados alguns estudos sugerindo que superfícies moderadamente rugosas ($S_a > 1-2 \mu\text{m}$) se aderem melhor que superfícies rugosas ($S_a > 2 \mu\text{m}$).

- R_q :

Avaliando a superfície de implantes dentários comerciais, o maior valor obtido de S_q por Barbosa (2016) foi $1,35 \mu\text{m}$ e por Naves et al. (2015) foi $1,58 \pm 0,90 \mu\text{m}$. Este parâmetro não foi avaliado por Wennerberg e Albrektsson (2000).

Foi encontrado um valor de R_q de $5,64 \pm 0,44 \mu\text{m}$ na amostra impressa. Este valor é maior que os reportados na literatura.

- R_{Sm} :

Wennerberg e Albrektsson (2000) avaliaram o parâmetro S_{cx} , sendo este o equivalente 3D do R_{Sm} , em diferentes implantes comerciais. O maior valor obtido por Wennerberg e Albrektsson (2000) foi $17,85 \pm 0,7 \mu\text{m}$.

Foi encontrado nos testes experimentais para este parâmetro um valor de $0,235 \pm 0,025$ mm. Há uma discrepância bem grande do valor encontrado na literatura e o valor obtido nas medições.

- R_{sk} :

Naves et al. (2015) ao avaliar este parâmetro de implantes comerciais obtiveram um valor máximo de $0,13 \pm 0,48$ e mínimo de $-0,08 \pm 0,17$, indicando perfis próximos ao simétrico. Nas medições executadas foi obtido um valor de $-0,0714 \pm 0,2376$ para a skewness, indicando também um perfil próximo do simétrico.

- R_{ku} :

Ao avaliar implantes dentários comerciais, Naves et al. (2015) encontraram um valor máximo de kurtosis de $3,75 \pm 0,58$ e um valor mínimo de $3,04 \pm 0,53$. Foi encontrado nas medições um valor de $3,74 \pm 0,66$ para a kurtosis. Estes dados indicam curvas de distribuição próximas da normal.

- R_{dq} :

Nas medições efetuadas, foi encontrado o valor de $12,9 \pm 1,0$ graus. Tanto Naves et al. (2015) e Barbosa (2016) apresentaram valores de S_{dq} em $[\mu\text{m}/\mu\text{m}]$, dificultando a comparação.

Portanto, comparando as medições obtidas com valores reportados em literatura por Barbosa (2016), Naves et al. (2015) e Wennerberg e Albrektsson (2000) foi possível observar que os parâmetros skewness e kurtosis apresentaram valores próximos da curva de distribuição normal em ambos os casos (literatura e medições efetuadas), o valor de R_{Sm} das medições realizadas divergiu bastante do encontrado na literatura, não foi possível comparar o parâmetro R_{dq} , e os parâmetros R_a e R_q avaliados na medição ficaram acima dos números apresentados na literatura referenciada.

Entretanto, Safdar et al. (2012) ao avaliarem a influência dos parâmetros de impressão do processo da impressora 3D na rugosidade da amostra final encontraram que o parâmetro de rugosidade R_a variou entre 1 e 20 μm , dependendo da escolha dos parâmetros de impressão e da espessura da amostra.

4.2 Ângulo de contato

Usando o software Surftens, mediu-se o ângulo de contato esquerdo e direito de cada uma das cinco gotas geradas com cada líquido, e o resultado apresentado abaixo é a média obtida entre eles, e depois foi calculado novamente a média das leituras. Os dados estão apresentados em graus.

Tabela 2: Resultado das medições de ângulo de contato em graus

	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	4ª leitura	5ª leitura	Média	Desvio Padrão
Água Deionizada	63,90	65,56	65,88	67,82	66,88	66,01	1,32
Etilenoglicol	54,44	56,18	53,73	61,09	59,16	56,92	2,80

Adicionalmente, também foi usado o software Surftens e o método computacional OWRK para obter a energia da superfície da amostra. Os resultados obtidos estão apresentados na tabela abaixo.

Tabela 3: Resultado dos cálculos de energia da superfície

	Ângulo de Contato com Água [graus]	Ângulo de Contato com Etilenoglicol [graus]	Componente polar [mN/m]	Componente não polar [mN/m]	Tensão da superfície [mN/m]
1ª leitura	63,90	54,44	33,65	5,54	39,19
2ª leitura	65,56	56,18	32,17	5,50	37,68
3ª leitura	65,88	53,73	29,16	7,41	36,57
4ª leitura	67,82	61,09	32,86	3,89	36,75
5ª leitura	66,88	59,16	32,67	4,47	37,14
Média	66,01	56,92	32,05	5,32	37,37

Foi observado um ângulo de contato com água de $66,01 \pm 1,32$ graus e com etilenoglicol de $56,92 \pm 2,80$ graus. Esta superfície é, portanto, hidrofílica (ângulos menores

que 90 graus) e apresenta boa molhabilidade. Ao se aplicar estes valores de média obtidos no algoritmo de cálculo de energia superficial, o resultado foi um valor de 37,37 mN/m.

Cremaldi e Bhushan (2018) ao medirem o ângulo de contato pelo método estático da gota sésil em uma superfície de aço inox usando água obtiveram um ângulo de 69 graus. Mantel e Wightman (1994) ao realizarem medições de ângulo de contato pelo método estático da gota sésil em uma superfície de aço inoxidável limpa com acetona e utilizando etilenoglicol encontrou um ângulo de $53,2 \pm 1,6$ graus e um valor para energia superficial de 40 mJ/m². Além disso, Mantel e Wightman (1994) também observaram que as medidas de ângulo de contato e, conseqüentemente, de energia superficial mudavam conforme o método usado na limpeza da amostra.

Os dados encontrados nas medições da amostra 3D são coerentes com os reportados na literatura para aço inox.

Barbosa (2016) verificou o ângulo de contato com água, etilenoglicol e glicerol pelo método estático da gota sésil em discos de titânio fornecidos por um fabricante de implantes dentários. Estes discos passaram pelo mesmo tratamento superficial que os implantes comerciais e dois tratamentos superficiais diferentes foram analisados.

Para a água foi encontrado um valor de ângulo de contato de $89,96 \pm 4,10$ graus para o tratamento superficial DAA, e $89,12 \pm 12,28$ para o disco com o tratamento superficial DAA + Nano. O etilenoglicol se espalhou completamente em todos os discos, resultando em um ângulo de contato de $0,00 \pm 0,00$. Ao se calcular a energia da superfície com os dados obtidos e o método da média geométrica, Barbosa (2016) encontrou 68,75 mJ/m² para o disco com tratamento DAA e 74,09 mJ/m² para o disco com tratamento DAA + Nano.

Além disso, Barbosa (2016) também mediu a energia superficial diretamente nos implantes que passaram pelos mesmos tratamentos superficiais que os discos através de uma nova metodologia proposta pelo pesquisador. Pelo método da média geométrica calculou-se um valor de 42,16 mJ/m² para o implante dentário com tratamento DAA e 47,01 mJ/m² para o implante dentário com tratamento DAA + Nano.

O ângulo de contato com água mensurado na amostra 3D foi menor que o apresentado por Barbosa (2016) para os discos, entretanto, o ângulo com etilenoglicol foi maior. Adicionalmente, os valores de energia superficial encontrados por Barbosa (2016) tanto nos discos, quanto nos próprios implantes comerciais, são maiores que os calculados para a amostra 3D nos testes experimentais.

É possível concluir, então, que tanto a amostra caracterizada neste trabalho quanto os discos analisados por Barbosa (2016) apresentam boa molhabilidade, sendo que os valores de energia superficial quando verificados nos discos são distantes do valor encontrado para a amostra. Entretanto, ao se comparar os dados obtidos para a energia superficial quando

Barbosa (2016) mediu diretamente nos implantes e o valor encontrado para a amostra 3D, vê-se que estes são próximos.

4.3 Síntese dos resultados

Em suma, os resultados obtidos viabilizam o uso da manufatura aditiva em implantes dentários. Os ensaios de molhabilidade e o cálculo de energia superficial mostram que a amostra tem boa molhabilidade e energia superficial próxima de um implante comercial. Os ensaios de rugosidade indicam que a amostra é mais rugosa que implantes comerciais, entretanto, a rugosidade de um produto 3D pode ser controlada pelos parâmetros de impressão selecionados para a impressora (SAFDAR et al., 2012). Além disso, ainda não parece existir um consenso quanto a um valor de rugosidade ideal para implantes.

Segue abaixo tabelas comparativas dos dados obtidos experimentalmente e encontrados em literatura. Todas as tabelas indicam a média dos dados e as diferenças percentuais entre eles. A tabela 4 compara os valores dos parâmetros de rugosidade, a tabela 5, os dados encontrados para aço inoxidável, e a tabela 6, os dados avaliados em amostras de titânio.

Tabela 4: Comparação dos resultados de média da rugosidade

	<i>Dados Experimentais</i>	<i>Barbosa (2016)</i>	<i>Dif % – Barbosa (2016)</i>	<i>Naves et al. (2015)</i>	<i>Dif % – Naves et al. (2015)</i>	<i>Wennerberg e Albrektsson (2000)</i>	<i>Dif % – Wennerberg e Albrektsson (2000)</i>
Ra / Sa [µm]	4,55	1,06	329%	1,23	270%	2,12	50%
Rq / Sq [µm]	5,64	1,35	318%	1,58	257%	Não avaliado	-
RSm / Scx	0,235 mm	Não avaliado	-	Não avaliado	-	17,85 µm	-
Rsk	-0,0714	Não avaliado	-	-0,08	11%	Não avaliado	-
Rku	3,74	Não avaliado	-	3,75	0%	Não avaliado	-

Rdq / Sdq [graus]	12,9	Em outra unidade	-	Em outra unidade	-	Não avaliado	-
----------------------	------	------------------------	---	------------------------	---	-----------------	---

Tabela 5: Comparação de ângulo de contato e energia superficial (dados da literatura para aço inoxidável)

	<i>Ângulo de contato com água [graus]</i>	<i>Ângulo de contato com etilenoglicol [graus]</i>	<i>Energia superficial [mN/m]</i>
Dados experimentais	66,01	56,92	37,37
Cremaldi e Bhusan (2018)	69	Não avaliado	Não avaliado
Dif % - Cremaldi e Bhusan (2018)	4%	-	-
Mantel e Wightman (1994)	Não avaliado	53,2	40
Dif % - Mantel e Wightman (1994)	-	7%	7%

Tabela 6: Comparação de ângulo de contato e energia superficial (dados da literatura para titânio)

	<i>Ângulo de contato com água [graus]</i>	<i>Ângulo de contato com etilenoglicol [graus]</i>	<i>Energia superficial [mN/m]</i>
Dados experimentais	66,01	56,92	37,37
Barbosa (2016) – Disco DAA	89,96	0	68,75
Dif % - Disco DAA	27%	-	46%
Barbora (2016) – Disco DAA + Nano	89,12	0	74,09
Dif % - Disco DAA + Nano	26%	-	50%
Barbosa (2016) – Implante DAA	Não avaliado	Não avaliado	42,16
Dif % - Implante DAA	-	-	11%
Barbosa (2016) – Implante DAA + Nano	Não avaliado	Não avaliado	47,01
Dif % - Implante DAA + Nano	-	-	21%

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

O objetivo deste projeto é basicamente verificar a viabilidade do uso de impressão 3D na fabricação de implantes dentários através de revisão bibliográfica, análise da superfície de uma amostra manufaturada por tal processo e comparação dos dados encontrados experimentalmente com dados reportados em literatura.

Ao analisar a comparação dos valores experimentais encontrados com dados da literatura para implantes dentários comerciais, chegou-se ao resultado que a amostra apresenta boa molhabilidade, assim como os implantes comerciais. Entretanto seu valor de energia superficial é 11% e 21% menor que os valores reportados na literatura para implantes comerciais. Em um implante intraósseo é interessante obter valores altos de energia superficial, já que quanto maior a energia da superfície, melhor é a adesão celular.

Sobre a rugosidade, o parâmetro R_a (parâmetro mais usado para descrever a superfície de implantes dentários) encontrado para a amostra foi 50%, 270% e 329% maior que o descrito na literatura para implantes dentários comerciais. É reportado que uma superfície rugosa ($S_a > 2 \mu\text{m}$) se adere melhor que uma superfície lisa ($S_a < 1 \mu\text{m}$) ao osso vizinho. Entretanto, não se tem um consenso em qual o valor ideal de rugosidade para implantes. Além disso, a rugosidade de um produto 3D pode ser controlada.

Sendo assim, conclui-se que a manufatura aditiva é um processo de fabricação válido para a geração de implantes médicos e dentários, confirmando-se a viabilidade do uso desta tecnologia em tal contexto e, inclusive, vantagens no uso, como por exemplo a criação de modelos com geometria, rugosidade e porosidade customizadas.

Não foram encontrados estudos comparativos de implantes fabricados por processos de manufatura aditiva e implantes convencionais. Porém, acredita-se que os dados experimentais encontrados para a amostra plana podem ser extrapolados para um implante gerado pela mesma impressora, com o mesmo material e usando os mesmos parâmetros de impressão. Os dados de rugosidade e molhabilidade obtidos neste trabalho e na literatura levam a crer que tratamentos superficiais posteriores podem ser eliminados do processo de

fabricação dos implantes ao se utilizar a manufatura aditiva, permitindo maior rapidez e redução dos custos de produção destes implantes. Entretanto, são necessários ensaios in vitro e in vivo para confirmar tal hipótese.

SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Para trabalhos futuros sugere-se fazer a impressão de um implante dentário e realizar novamente o estudo da rugosidade e da molhabilidade, desta vez na geometria real do implante.

Além disso, sugere-se também estudar como os parâmetros de impressão influenciam na molhabilidade, rugosidade e porosidade do implante, e realizar testes in vitro e in vivo para validar esta aplicação.

Seria interessante fazer a análise em um implante de titânio, já que este é o material mais difundido para implantes dentários. Caso queira-se continuar com a impressão de aço inoxidável, sugere-se realizar revisão de bibliografia sobre as características funcionais de implantes médicos que são geralmente fabricados neste material. Assim, replicar-se-ia os resultados encontrados na avaliação da amostra 3D caracterizada neste projeto para outros implantes, que não somente os dentários.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBREKTSSON, T.; ALBREKTSSON, B. Osseointegration of bone implants: A review of an alternative mode of fixation. **Acta Orthopaedica**, v. 58, n. 5, p. 567–577, 1987.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR ISO 4287: Especificações geométricas do produto (GPS) - Rugosidade: Método do perfil - Termos, definições e parâmetros da rugosidade**. 2002

BARBOSA, T. P. **Características Funcionais de Implantes Dentários: Topografia Superficial e Molhabilidade**. 2016. 108f. Dissertação de Mestrado - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.

BERTOLLO, N. et al. Influence of Electron Beam Melting Manufactured Implants on Ingrowth and Shear Strength in an Ovine Model. **Journal of Arthroplasty**, v. 27, n. 8, p. 1429–1436, 2012.

BIEMOND, J. E. et al. Bone ingrowth potential of electron beam and selective laser melting produced trabecular-like implant surfaces with and without a biomimetic coating. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 24, n. 3, p. 745–753, 2013.

BOSE, S. et al. Additive manufacturing of biomaterials. **Progress in Materials Science**, v. 93, n. August, p. 45–111, 2018.

BROWN, R. N. et al. Comparison of stainless steel and titanium alloy orthodontic miniscrew implants: A mechanical and histologic analysis. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 145, n. 4, p. 496–504, 2014.

CARDOSO, C. **Dispositivo customizado produzido por manufatura aditiva para reabilitação oral em pacientes com regiões de atrofia óssea em áreas desdentadas**

extensas. 2014. 72f. Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de Campinas, Campinas.

CHAUDHURY, M. K. Interfacial interaction between low energy surfaces. **Materials Science & Engineering, R: Reports**, v. R16, n. 3, p. 97–159 pp., 1996.

CREMALDI, J.; BHUSHAN, B. Fabrication of bioinspired, self-cleaning superhydrophilic/phobic stainless steel using different pathways. **Journal of Colloid and Interface Science**, v. 518, p. 284–297, 2018.

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**, v. 1, n. 3, p. 234–242, 2008.

ELIAS, C. N. Factors Affecting the Success of Dental Implants. In: TURKYILMAZ, I. (Ed.). **Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice**. [s.l.] InTech, 2011. p. 595.

FAHAD, M.; HOPKINSON, N. A new benchmarking part for evaluating the accuracy and repeatability of Additive Manufacturing (AM) processes. **2nd International Conference on Mechanical, Production, and Automobile Engineering**, p. 234–238, 2012.

FARIAS, J. M. **Comparação, in vitro, da hidrofobicidade de superfície em seis tipos de implantes usados em medicina dentária**. 2016. 124f. Dissertação de Mestrado, Universidade do Porto, Porto - Portugal.

GADELMAWLA, E. S. et al. Roughness parameters. **Journal of Materials Processing Technology**, v. 123, n. 1, p. 133–145, 2002.

GOK, K. et al. Comparison of effects of different screw materials in the triangle fixation of femoral neck fractures. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v. 28, n. 5, p. 1–7, 2017.

HALLAB, N. J. et al. Evaluation of Metallic and Polymeric Biomaterial Surface Energy and Surface Roughness Characteristics for Directed Cell Adhesion. **Tissue Engineering**, v. 7, n. 1, p. 55–71, 2001.

HEJDA, F.; SOLAR, P.; KOUSAL, J. Surface Free Energy Determination by Contact Angle Measurements – A Comparison of Various Approaches. **WDS'10 Proceedings of Contributed Papers**, n. 3, p. 25–30, 2010.

JAVAID, M.; HALEEM, A. Additive manufacturing applications in medical cases: A literature based review. **Alexandria Journal of Medicine**, 2017.

JEMAT, A. et al. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. **BioMed Research International**, v. 2015, n. September, 2015.

LI, X. et al. Evaluation of biological properties of electron beam melted Ti6Al4V implant with biomimetic coating in vitro and in vivo. **PloS One**, 2012.

LONGHITANO, G. A. et al. Surface Finishes for Ti-6Al-4V Alloy Produced by Direct Metal Laser Sintering. **Materials Research**, v. 18, n. 4, p. 838–842, 2015.

MANGANO, F. et al. Direct metal laser sintering titanium dental implants: A review of the current literature. **International Journal of Biomaterials**, v. 2014, 2014.

MANTEL, M.; WIGHTMAN, J. P. Influence of the surface chemistry on the wettability of stainless steel. **Surface and Interface Analysis**, v. 21, n. 9, p. 595–605, 1994.

MARMUR, A. A guide to the equilibrium contact angles maze. In: **Contact Angle, Wettability and Adhesion**. [s.l.] CRC Press, 2009. p. 318.

MARZANO, M. G. **Análise comparativa de peças de aço obtidas por fundição ou impressão 3D: Análise tridimensional por microct e caracterização das propriedades mecânicas**. 2015. 59f. Trabalho de Conclusão de Curso - Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

MATOUSKOVA, L. et al. How does the surface treatment change the cytocompatibility of implants made by selective laser melting? **Expert Review of Medical Devices**, v. 15, n. 4, p. 313–321, 2018.

NAVES, M. M. et al. Effect of Macrogeometry on the Surface Topography of Dental Implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, p. 789–799, 2015.

PALMQUIST, A. et al. Long-term biocompatibility and osseointegration of electron beam melted, free-form-fabricated solid and porous titanium alloy: experimental studies in sheep. **Journal of Biomaterials Application**, p. 1003–1016, 2013.

ROCHA, F. A. **Análise dos Fatores que Influenciam a Estabilidade Primária dos Implantes Dentários**. 2010. 61f. Dissertação de Mestrado - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro.

SAFDAR, A. et al. Effect of process parameters settings and thickness on surface roughness of EBM produced Ti-6Al-4V. **Rapid Prototyping Journal**, v. 18, n. 5, p. 401–408, 2012.

SAINI, M. et al. Implant biomaterials: A comprehensive review. **World Journal of Clinical Cases**, v. 3, n. 1, p. 52, 2015.

SALMI, M. et al. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 41, n. 7, p. 603–609, 2013.

SARTORETTO, S. et al. Early osseointegration driven by the surface chemistry and wettability of dental implants. **Journal of Applied Oral Science**, p. 279–287, 2015.

SING, S. L. et al. Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 34, n. 3, p. 369–385, 2015.

TUNCHEL, S. et al. 3D Printing / Additive Manufacturing Single Titanium Dental Implants : A Prospective Multicenter Study with 3 Years of Follow-Up. **International Journal of Dentistry**, v. 2016, p. 1–9, 2016.

VOOTLA, N. R.; REDDY, K. V. Osseointegration- Key Factors Affecting Its Success-An Overview. **IOSR Journal of Dental and Medical Sciences**, v. 16, n. 04, p. 62–68, 2017.

WANG, X. et al. Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. **Biomaterials**, v. 83, p. 127–141, 2016.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 15, n. 3, p. 331–344, 2000.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 172–184, 2009.

WILLIAMS, J. **Engineering Tribology**. New York: Cambridge University Press, 2005.

YAN, C. et al. Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting. **Journal of Mechanical Behaviour of Biomedical Materials**.

YÁNEZ. A. et at. Gyroid porous titanium structures: A versatile solution to be used as scaffolds in bone defect reconstruction. **Materials & Design**, 140, p. 21-29, 2018

YOUNG, T. An Essay on the Cohesion of Fluids. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London**, v. 95, n. 0, p. 65–87, 1805.

ANEXO 1 – DADOS BRUTOS DE RUGOSIDADE

Leitura	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Ra [um]	4,69	4,24	4,62	3,8	4,87	4,2	4,79	4,28	4,2	4,12
Rq [um]	5,85	5,38	5,74	4,77	6,21	5,26	5,87	5,33	5,31	4,99
RSm [mm]	0,294	0,232	0,229	0,194	0,239	0,207	0,245	0,255	0,254	0,238
Rsk	0,173	-0,539	0,095	-0,167	-0,141	0,436	0,185	0,533	-0,333	-0,0769
Rku	3,68	4,39	3,33	4,25	4,79	5,18	3,2	5,62	3,56	3,36
Rdq [graus]	12,2	12,5	13,1	12,8	12,6	13,2	13,3	11,8	12,4	11,8

Leitura	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Ra [um]	4,25	4,49	4,57	4,42	4,27	4,04	4,36	4,54	5,14	5,06
Rq [um]	5,3	5,71	5,59	5,43	5,29	4,91	5,39	5,67	6,32	6,39
RSm [mm]	0,245	0,28	0,212	0,247	0,283	0,207	0,21	0,225	0,245	0,216
Rsk	0,142	0,0935	-0,188	-0,121	-0,167	-0,129	-0,163	-0,41	0,0506	-0,288
Rku	4,04	3,45	3,16	2,92	3,42	3,58	3,22	3,85	3,64	3,62
Rdq [graus]	11,3	11	12,7	12,5	12,1	12,9	13,3	13,5	14,1	15,2

Leitura	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30
Ra [um]	4,39	5,17	4,78	4,42	4,81	4,67	4,77	4,29	5,25	4,88
Rq [um]	5,4	6,35	5,97	5,44	6,03	5,81	5,88	5,28	6,5	5,92
RSm [mm]	0,226	0,251	0,215	0,2	0,238	0,244	0,268	0,221	0,2	0,239
Rsk	-0,156	-0,32	-0,161	0,0866	0,247	0,0239	-0,318	-0,295	-0,158	-0,0763
Rku	3,78	3,38	3,43	4,08	3,44	3,51	4,95	3,43	3,01	2,89
Rdq [graus]	11,9	14	13,9	13,5	13,7	12,1	12,1	12,5	15,2	13,1