

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO



THAISA THEODORO DE OLIVEIRA

CORRELAÇÃO ESTRUTURA - PROPRIEDADES DE NOVOS MODELOS DE MINI-IMPLANTES OBTIDOS POR USINAGEM E MANUFATURA ADITIVA

Ribeirão Preto 2020

THAISA THEODORO DE OLIVEIRA

Correlação estrutura-propriedades de novos modelos de mini-implantes obtidos por usinagem e manufatura aditiva

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do Título de Mestre em Ciências no Programa de Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

Ribeirão Preto 2020 Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus da USP – Ribeirão Preto

Oliveira, Thaisa Theodoro

Correlação estrutura-propriedades de novos modelos de mini-implantes obtidos por usinagem e manufatura aditiva/ Thaisa Theodoro de Oliveira; orientadora, Andréa Cândido dos Reis - 2020.

103 f.: il. + 1 CD-ROM

Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral -Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

Versão Corrigida

1.Implantes Dentários. 2. Biomecânica. 3. Manufatura Aditiva. 3. Osseointegração.
4. Edentulismo.

Versão Corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Oliveira, T. T. **Correlação estrutura-propriedades de novos modelos de mini-implantes obtidos por usinagem e manufatura aditiva**. 2020. 103 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral), Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a)
nstituição:
Prof. (a) Dr. (a)
nstituição
Prof. (a) Dr. (a)
nstituição:
Prof. (a) Dr. (a)
nstituição:

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pelo dom da vida, pelas benções diárias e por ser minha força nos momentos de dificuldade

Aos meus pais Mariza Aparecida Giaqueta e Mauricio Theodoro de Oliveira, por serem responsáveis por dividir comigo esta conquista.

À minha mãe, pela sua devoção à família em especial aos filhos, tirando de si para que nunca nos faltasse, obrigada por ser meu porto-seguro, por me dar suporte e apoio em todas minhas decisões. Sem você nada seria possível!

Ao meu pai, por me ensinar a olhar o mundo com otimismo, pela disponibilidade em ajudar não importa em que condições, e por nunca nos deixar esquecer que todos nossos sonhos podem ser alcançados.

Ao meu irmão **Thiago Theodoro de Oliveira** pelo companheirismo e amizade desde sempre. Obrigada por estar sempre por perto, pela disponibilidade em ajudar, pelo incentivo e por todos os ensinamentos.

Ao meu namorado **Túlio Faustini**, pela cumplicidade de todos esses anos, por se fazer presente em todos os momentos da minha vida, por dividir comigo as alegrias e frustrações. Obrigada pelo apoio em todas as minhas decisões e por me acompanhar sempre, seja qual caminho eu decida trilhar.

À minha tia **Marli Giaqueto** pela devoção em todos os momentos da minha vida, por me ensinar sobre humildade, compaixão e a importância de cuidar do outro.

À minha sobrinha **Luiza Alvim T. Oliveira** por ser a luz da nossa família e nos ensinar todo dia com sua pureza e alegria.

À minha madrinha **Viviane Rodrigues** pelo companheirismo e presença sempre constante em todos os momentos.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha orientadora, Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis, por aceitar assumir esse desafio de ensino e orientação e executa-lo com devoção, assumindo a tarefa de formar acima de tudo profissionais com humanidade.

Obrigada pelos ensinamentos, pelo companheirismo, pelo suporte nos momentos de incerteza, por proporcionar todas as oportunidades para o meu crescimento profissional e pessoal; e especialmente por nunca me deixar desistir dos meus sonhos.

Receba minha eterna gratidão!

AGRADECIMENTOS

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo**, representada pela Diretora Profa. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva, pela minha formação como Cirurgiã-Dentista e Mestre.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, Coordenador do curso de Pós-graduação em Reabilitação Oral pela disponibilidade de sempre e pela dedicação ao programa.

Aos **Professores da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto**-USP, obrigada por todos os ensinamentos e convivência.

À Equipe do laboratório de bioengenharia em especial ao **Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano** pela parceria, disponibilidade e por toda ajuda no desenvolvimento do Ensaio de Arrancamento, e ao funcionário **Francisco Carlos Mazzocato** pela auxilio e disponibilidade.

Ao **Prof. Dr. Claudemiro Bolfarini** da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), pela parceria de sempre, pelos ensinamentos e pela disponibilidade e por todo auxílio na obtenção dos mini-implantes por manufatura aditiva.

Ao doutorando **Rodolfo Lisboa Batalha** da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), **e ao Prof. Dr. Simon Pauly** do Instituto IFW Dresden, Dresdren – Alemanha, pela ajuda imprescindível na obtenção do mini-implantes por manufatura aditiva.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pelo auxílio financeiro na forma de bolsa de mestrado (Número do processo: 2018/04894-0).

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior, pela concessão da Bolsa de Mestrado.

Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais, **Edson Volta**, pela gentileza, paciência e com que sempre nos trata, pela e dedicação o trabalho e todo conhecimento dividido conosco. Aos secretários do Departamento de Materiais Dentário e Prótese, **Fernanda Talita de Freitas** e **Regiane Tirado Damasceno, Wagner Gato** pelo profissionalismo e pela disponibilidade em ajudar sempre que necessário.

Aos funcionários da **Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto**, pela contribuição com o desenvolvimento dos equipamentos necessários.

Às técnicas dos laboratórios Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, Ana Paula Macedo pelo exemplo de profissionalismo, por todo auxílio e disponibilidade em ajudar em todos os momentos.

Ao funcionário Hermano Teixeira Machado pelos serviços de fotografia prestados.

Aos meus companheiros de Laboratório e Pós-graduação, Ana Beatriz Vilela Teixeira, Carla Vidal, Geyson Galo da Silva, Mariana Lima da Costa Valente, Simone Kreve, André Botelho e Murilo Rodrigues de Campos por toda ajuda, companheirismo e amizade, em especial aqueles que estiveram comigo deste o início desses 2 anos.

Ana Beatriz Vilela Teixeira pela amizade que preservamos desde graduação, pela cumplicidade e por todo incentivo à carreira acadêmica.

Carla Larissa Vidal, pela amizade e companheirismo em todos os momentos do curso, dividindo frustações e vitórias ao longo deste caminho.

Geyson Galo da Silva, pela positividade de sempre trazendo alegria ao nosso trabalho.

Simone Kreve pelo companheirismo e amizade, e por me inspirar com sua determinação.

Mariana Lima da Costa Valente por não medir esforços para nos ajudar em todos os momentos, dividindo com generosidade o conhecimento que detém.

A todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para a realização desse trabalho.

Muito Obrigada!

"A verdadeira viagem de descobrimento não consiste em procurar novas paisagens, mas em ter novos olhos".

(Marcel Proust)

SUMÁRIO

RESUMO	15
ABSTRACT	19
1 INTRODUÇÃO	23
2 PROPOSIÇÃO	33
3 MATERIAL E MÉTODOS	37
3.1 Obtenção dos mini-implantes usinados	39
3.1.1 Tratamento de Superfície	39
3.1.1.1 Ataque Ácido	40
3.1.1.2 Tratamento Alcalino	40
3.2 Obtenção dos mini- implantes por manufatura aditiva	40
3.3 Caracterização físico-química dos mini-implantes	42
3.4 Quantificação da Estabilidade Primária dos mini-implantes por	43
manufatura aditiva	
3.4.1 Preparo dos cilindros ósseos	43
3.4.2 Torque de inserção	44
3.4.3 Ensaio de arrancamento	45
3.5 Análise de Distribuição de tensões	47
3.5.1 Análise Fotoelástica	47
3.5.1.1 Confecção dos Modelos Mestres	47
3.5.1.2 Confecção dos Modelos Fotoelásticos	48
3.5.1.3 Análise Qualitativa para realização das análises	49
3.5.1.4 Análise Quantitativa	51
3.5.2 Correlação de Imagens Digitais (CID)	52
3.5.2.1 Confecção dos Modelos Mestres	52
3.5.2.2 Confecção dos Modelos com Resina de Poliuretano	52
3.5.2.3 Análise por Correlação de Imagens Digitais (CID)	53
3.6 Análise estatística	56

4	RESULTADOS	57
	4.1 Caracterização físico-química dos mini-implantes	59
	4.1.1 Morfologia da superfície/Topografia (MEV)	59
	4.1.2 Composição química (EDS)	64
	4.2 Quantificação da Estabilidade Primária dos mini-implantes	69
	4.2.1 Torque de inserção	69
	4.2.2 Ensaio de arrancamento	69
	4.3 Análise Fotoelástica	70
	4.4 Correlação de Imagens Digitais (CID)	74
5	DISCUSSÃO	79
6	CONCLUSÃO	89
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS		93

Resumo

OLIVEIRA, Thaisa Theodoro. **Correlação estrutura-propriedades de novos modelos de mini-implantes obtidos por usinagem e manufatura aditiva.** 2020. 103p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

A implantodontia promoveu grande avanço na reabilitação de pacientes edêntulos com grande reabsorção óssea, apresentando baixa retenção e estabilidade nos casos de próteses totais convencionais. Os mini-implantes são uma opção para pacientes com rebordos alveolares estreitos, permitindo maior simplicidade dos procedimentos cirúrgicos, minimizando necessidade de retalhos e enxertos, com menor morbidade pós-operatória e custo reduzido. A associação de mini-implantes e novas tecnologias como a manufatura aditiva ou impressão 3D pode colaborar para avanços no tratamento odontológico permitindo a confecção de futuros implantes personalizados, com redução do tempo de reabilitação e preservação de tecidos. O objetivo do presente trabalho foi propor a fabricação de um novo design de mini-implante para suporte de *overdenture* através da tecnologia de manufatura aditiva, e compará-lo por meio da correlação estrutura-propriedades com mini-implantes obtidos por usinagem. Para obtenção dos mini-implantes por manufatura aditiva foram elaborados desenhos técnicos por profissionais especializados e estes foram convertidos em arquivos.stl. A fabricação se deu através de pó de liga Ti6Al4V por Fusão Seletiva a Laser (SLM), realizado pelo equipamento REALIZER GmbH SLM 50[®]. Foram avaliados 4 modelos de mini-implantes com dimensões de Ø 2,0 mm x 10 mm de comprimento sendo eles: Intra-lock, Helicoidal, Rosqueado Usinado (RUS) e Rosqueado por Manufatura Aditiva (RMA) (n=10). Foi realizada a caracterização físico química através de análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura (MEV); composição química via Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios X (EDS); avaliação da estabilidade primária através de torque de inserção e ensaio de arranchamento; e análise de distribuição de tensões através de análise fotoelástica e correlação de imagens digitais (CID), com carregamento puntiformes axiais e oblíquos (inclinação dos modelos de 30°), com cargas de 100 N para análise fotoelástica e de 250 N axial e 100 N oblíquo na CID. A distribuição dos dados foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Foram aplicados os testes de análise de variância ANOVA com correção de Bonferroni e pos-hoc de Tukey, e teste não paramétrico Kruskal-Wallis. Nível de significância de 5% ($\alpha = 0.05$). Observou-se possibilidade de obtenção de mini-implantes através da técnica de manufatura aditiva, sem perda de elementos da liga ou adição de contaminante, mantendo as dimensões do implante, resultando numa superfície visivelmente rugosa, porém com redução de precisão de detalhes

em comparação aos mini-implantes usinados. Com relação à estabilidade primária mensurada através do torque de inserção os mini-implantes RMA apresentaram valores significantemente menores em relação aos modelos RUS e Intra-lock (p<0,001), e semelhante com relação ao Helicoidal; da mesma forma no ensaio de arrancamento o modelo RMA teve valores semelhantes ao modelo Helicoidal porém com valores significantemente menores que os modelos RUS e Intra-lock (p<0,001). Com relação a fotoelasticidade e CID, considerando o método de fabricação, verificou-se que a manufatura aditiva não interferiu na distribuição de tensões, apresentando-se semelhante ao modelo Rosqueado US. Com relação ao macro design, de maneira geral, tensões menores foram observadas no terço cervical e maiores com a inclinação oblíqua do modelo.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Biomecânica, Manufatura Aditiva, Osseointegração, Edentulismo.

Abstract

OLIVEIRA, Thaisa Theodoro. **Structure-properties correlation of new mini-implant models obtained by machining and additive manufacturing**. 2020. 103p. Dissertation (Master in Oral Rehabilitation - Ribeirão Preto School of Dentistry, University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

Implantology has made great progress in the rehabilitation of edentulous patients with great bone resorption, with low retention and stability in cases of conventional complete dentures. Mini-implants are an option for patients with narrow alveolar ridges, allowing greater simplicity of surgical procedures, minimizing the need for flaps and grafts, with less postoperative morbidity and reduced cost. The association of mini-implants and new technologies such as additive manufacturing or 3D printing can contribute to advances in dental treatment, allowing the manufacture of future personalized implants, with reduced rehabilitation time and tissue preservation. The objective of the present work was to propose the manufacture of a new mini-implant design to support overdenture through the additive manufacturing technology, and to compare it through the structure-properties correlation with mini-implants obtained by machining. To obtain mini-implants by additive manufacture, technical drawings were prepared by specialized professionals and these were converted into .stl files. The manufacturing was made by Ti6Al4V alloy powder by Selective Laser Fusion (SLM), performed by the REALIZER GmbH SLM 50® equipment. Four models of mini-implants with dimensions of Ø 2.0 mm x 10 mm in length were evaluated: Intra-lock, Helical, Threaded Machined (RUS) and Threaded by Additive Manufacturing (RMA) (n = 10). Physical-chemical characterization was performed through morphological analysis using scanning electron microscopy (SEM); chemical composition via X-ray Dispersive Energy Spectroscopy (EDS); primary stability assessment through insertion torque and pullout test; and stress distribution analysis through photoelastic analysis and digital image correlation (CID), with axial and oblique point loading (inclination of 30 ° models), with loads of 100 N for photoelastic analysis and 250 N axial and 100 N oblique in the CID. The distribution of data was verified by the Kolmogorov-Smirnov test. ANOVA analysis of variance tests with Bonferroni correction and Tukey's post-hoc tests, and Kruskal-Wallis non-parametric test were applied. Significance level of 5% ($\alpha = 0.05$). It was observed the possibility of obtaining mini-implants through the additive manufacturing technique, without loss of

Abstract

alloy elements or addition of contaminant, maintaining the dimensions of the implant, resulting in a visibly rough surface, but with reduced precision of details compared to machined mini-implants. Regarding the primary stability measured through the insertion torque, the RMA mini-implants showed significantly lower values in relation to the RUS and Intra-lock models (p < 0.001), and similar in relation to the Helical; similarly in the pullout test, the RMA model had values similar to the Helical model but with significantly lower values than the RUS and Intra-lock models (p < 0.001). Regarding photoelasticity and CID, considering the manufacturing method, it was found that additive manufacturing did not interfere with the stress distribution, being similar to the US Threaded model. Regarding macro design, in general, lower tensions were observed in the cervical third and higher tensions with the oblique inclination of the model.

Keywords: Dental Implants. Biomechanic. Additive Manufacturing. Osseointegration. Edentulism.

1. Introdução

Apesar do aumento da conscientização da população sobre a importância da saúde bucal e manutenção dos elementos dentários, decorrente do melhor acesso à informação e maior alcance aos cuidados bucais, a perda dentária ainda é uma realidade em países de todo o mundo (PETERSEN et al., 2010; THOMSON, 2012; MARQUES et al., 2017), sendo a população idosa a mais afetada pelo edentulismo (RIBEIRO et al., 2016). No Brasil, observa-se uma diminuição de perda dentária entre adolescentes e adultos, porém na população com idade avançada este número encontra-se aumentado, com projeção de atingir mais de 37 milhões de pessoas, perfazendo um percentual de 85,96% de maxilas edêntulas, no ano de 2040 (CARDOSO et al., 2016).

As sequelas trazidas pelo edentulismo levam o indivíduo a limitações funcionais como a mastigação deficiente, consequentes problemas nutricionais e transtornos da fala, além de problemas sociais e emocionais pela alteração à estética, reduzindo a autoestima e qualidade de vida do paciente (GERRITSEN et al., 2010; RODRIGUES et al., 2012).

Nesse aspecto a evolução da implantodontia permitiu grande avanço na reabilitação de pacientes edêntulos, principalmente nos casos onde existe grande reabsorção óssea alveolar dificultando retenção e estabilidade em próteses totais convencionais, especialmente mandibulares (DIAS et al., 2013; DELLA VECCHIA et al., 2017).

As próteses implanto suportadas demonstram significativo aumento na satisfação dos pacientes que a utilizam e a consequente melhoria em sua qualidade de vida (ALLEN et al., 2006; AWAD et al., 2000; HEYDECKE et al., 2003). Porém a possibilidade de instalação de implantes, além de estar condicionada a fatores sistêmicos, também pode ser limitada por fatores anatômicos como rebordos com grande reabsorção, excluindo muitos indivíduos dessa modalidade protética (ELSYAD, 2016; LEMOS et al., 2017; PREOTEASA et al., 2010).

Atualmente os implantes dentários considerados padrões configuram-se nas dimensões de 7 a 20 mm de comprimento, sendo os mais utilizados entre 10 e 16 mm. Com relação ao diâmetro, encontram-se no mercado principalmente implantes com medida de 3,3 mm e 3,75 mm, podendo trazer variações de acordo com o fabricante (MISCH, 2009). Observa-se que para a instalação destes implantes há exigência de largura suficiente do rebordo alveolar (>5,5mm) de modo que, quando não atendida, procedimentos de enxertia óssea passam a ser indicados, majorando riscos de

complicações, custos e duração do tratamento (DE SOUZA et al., 2015; LEMOS et al., 2017).

Desta forma, os mini-implantes (diâmetro <3,0 mm) tornaram-se uma opção para pacientes com rebordos alveolares estreitos apresentando uma série de vantagens, tais como maior simplicidade dos procedimentos cirúrgicos, sendo desnecessário retalho, menor morbidade pós-operatória e custo reduzido além de ampliar-se a indicação dos mesmos, para áreas onde se exigia enxertia (DE SOUZA et al., 2015; LEMOS et al., 2017).

O desenvolvimento de implantes com características específicas como diâmetro reduzido visa contribuir para ampliação das possibilidades reabilitadoras em casos particulares e refletem a ascensão que ocorre na implantodontia atualmente. A associação da implantodontia com o progresso da ciência e tecnologia permite que recursos tecnológicos mais recentes contribuam para atingir uma reabilitação oral com padrão de excelência. Neste contexto, insere-se a tecnologia de manufatura aditiva, também denominada impressão 3D, capaz de produzir estruturas complexas e amplamente utilizadas (CHEN et al., 2014).

A indústria de manufatura aditiva teve rápido crescimento a partir dos anos 2000, com possibilidade de explorar as mais diversas ideias e se inserir em diferentes setores, sendo 48% compostos pelas áreas automotiva, aeroespacial, médica e militar (KIM; LIN; TSENG, 2018). Esta técnica é definida, segundo ASTM *International* 52900, como "processo de unir materiais para criar objetos a partir de dados de modelos 3D, geralmente camada sobre camada, em oposição a metodologias de fabricação subtrativas" (YAKOUT; ELBESTAWI; VELDHUIS, 2018).

A produção por manufatura aditiva parte inicialmente do delineamento da peça através de um software de desenho assistido por computador (CAD), sendo produzido um arquivo CAD tridimensional com uma extensão .stl, que é então enviado à máquina para construção da peça, sendo realizada pela adição sucessivas de camadas (KIM; LIN; TSENG, 2018).

Com relação à produção, observam-se algumas diferenças da manufatura aditiva em comparação à técnica convencional, chamada manufatura subtrativa, uma vez que através da técnica subtrativa procura-se obter uma grande variedade de peças, com grande volume e de maneira mais rápida possível. Desde a matéria-prima até a finalização da peça decorrem diversos processamentos e desta forma, apesar de tornar o processo longo, permite também seu custo reduzido, voltado para produção em larga escala (BOSE et al. 2018).

Por outro lado, a manufatura aditiva tem como foco principal a customização dos produtos, voltada para materiais e designs específicos. Tal técnica se destaca em situações onde o foco não é o volume de produção e sim a personalização das peças e sua aplicação (BOSE et al. 2018; CHEN et al., 2014).

De forma geral, a manufatura aditiva apresenta ainda como vantagem, redução de desperdício de matéria prima, características micro estruturais uniformes, propriedades homogêneas, elevada precisão dimensional e rapidez de fabricação com características específicas (MERGULHÃO, 2017). Tais características são altamente desejadas na área médica, principalmente para desenvolvimento de implantes e próteses, uma vez que atende a demanda de individualização do tratamento, possibilitando a resolução dos mais diversos casos com excelência (BOSE et al. 2018; KIM; LIN; TSENG, 2018).

Definidos como "materiais naturais ou sintéticos que são úteis para o reparo de partes do corpo danificadas por meio da interação com sistemas vivos", os biomateriais podem incluir muitas classes de materiais, como metálicos, cerâmicos, poliméricos. Tais materiais interagem com células, tecidos ou órgãos humanos e, algumas vezes, até desempenham suas funções (BOSE et al. 2018).

A associação da manufatura aditiva e o entendimento crescente a respeito dos biomateriais e suas propriedades, representam um grande avanço na área médica, incorporando à ela aspectos desejados como a possibilidade de personalização das peças, eliminação de estoques e melhora do desempenho *in vivo* (BOSE et al. 2018; DAWOOD et al., 2015).

A manufatura aditiva é amplamente utilizada nas mais diversas áreas da odontologia, exemplificada pela sua utilização na fabricação de guias cirúrgicos, *copings* de coroas, infraestruturas de próteses parciais, modelos odontológicos, confecção de restaurações dentárias, uso na ortodontia e fabricação de implantes dentários e ortopédicos (DAWOOD et al., 2015; REVILLA-LEÓN et al. 2019).

A fabricação de implantes por manufatura aditiva apresenta como benefícios a redução do tempo de reabilitação e a preservação de tecidos, sendo uma alternativa

28 | Introdução

adequada pela possibilidade de confeccionar estruturas complexas, sem necessidade de moldes ou instrumentais específicos como os utilizados na usinagem, apesar deste ser importante para um refinamento do objeto em alguns casos (DAWOOD et al., 2015; CHEN et al., 2014; OSMAN et al., 2017).

São relatados na literatura a fabricação e instalação de implantes personalizáveis por manufatura aditiva, apresentando bons resultados em estudos laboratoriais, in vitro, in vivo e relatos de casos de sucesso com implantes confeccionados por esta técnica (YAKOUT; ELBESTAWI; VELDHUIS, 2018).

Implantes dentários podem ser fabricados pela técnica de manufatura aditiva com os mais diversos materiais como zircônia (OSMAN et al., 2017) e polímero PEEK (*polyether ether ketone*) (MOMMAERTZ et al. 2017). No entanto ligas a base de titânio são os materiais de escolha predominantes para a fabricação de implantes osseointegráveis devido às excelentes propriedades apresentadas como boa biocompatibilidade, alta resistência à corrosão e alta relação resistência / peso (CHEN et al. 2014; FIGLIUZZI; MANGANO; MANGANO, 2012; PENG et al. 2016; MOIN et al. 2013; SHAOKI et al. 2016; GELLRICH et al. 2017; MANGANO et al. 2017; COHEN et al. 2016).

Objetos metálicos podem ser fabricados pela manufatura aditiva utilizando processos diretos ou indiretos. No processo direto o pó de metal é derretido completamente e se solidifica para formar o objeto final, enquanto que no processo indireto um aglutinante é usado para unir as partículas de pó de metal e um pós-processamento é necessário para atingir a densidade desejada (AZAM et al., 2018).

Os métodos diretos podem produzir partes mais densas em comparação com outras tecnologias de manufatura aditiva, estando incluídos nesta classificação a Fusão a laser seletiva (SLM), Deposição de metal a laser (LMD) e Fusão por feixe de elétrons (EBM). Desta forma, em decorrência das características estruturais das peças inerentes às técnicas diretas, estas são relatadas como processo de escolha para obtenção de implantes dentários (AZAM et al., 2018).

As principais técnicas relatas na literatura para fabricação de implantes dentários metálicos são a técnica de fusão por feixe de elétrons (do inglês *"Electron Beam*

Melting - *EBM''*), *e* fusão seletiva por laser (*SLM* –*Selective Laser Melting*), diferenciando – se entre si pela forma de fusão do pó, uma vez que EBM utiliza feixe de elétrons, enquanto que o SLM utiliza foco de raio laser Yb: YAG de 0,2 kW (MERGULHÃO, 2017; RAMAKRISHNAIAH et al., 2017; LIN et al., 2013; CHEN et al., 2014; MANGANO et al., 2014a, 2012; JOSHI et al., 2013).

As propriedades mecânicas dos dispositivos decorrentes do processamento pelo método SLM são mais próximas às produzidas pelas técnicas convencionais, permitindo fabricação de estruturas com densidade de até 99,9%. A implementação industrial desta técnica é dificultada por algumas limitações relatadas, como presença de tensões residuais que podem levar a formação de trincas térmicas, e possibilidade de deformações na peça. Apesar disto, tal técnica tem sido amplamente utilizada para fabricação de implantes dentários metálicos com resultados adequados (ABDULHAMEED et al. 2019; YAKOUT; ELBESTAWI; VELDHUIS, 2018).

O entendimento ao longo do tempo das propriedades biológicas desejadas em um biomaterial tem ficado mais claro, facilitando assim desenvolvimento e a busca por propriedades únicas inerentes de cada material, além de técnicas melhoradas para obtenção das estruturas (BOSE et al. 2018).

Com relação ao titânio, apesar de ser o material de escolha para utilização em implantes metálicos, este apresenta como limitação seu alto módulo de elasticidade em comparação ao tecido ósseo, uma vez que esta característica colabora para uma distribuição de carga não uniforme entre o tecido duro e o implante, podendo ser um fator contribuinte para reabsorção óssea com consequente afrouxamento e falha do implante (CHEN et al. 2014; RAMAKRISHNAIAH et al., 2017).

Neste contexto, destaca-se a possibilidade de manipulação da rigidez efetiva da estrutura, através da fabricação de estruturas de titânio com porosidade controlada, fazendo com que esta esteja mais próxima do tecido ósseo, consequentemente reduzindo estresse sob carga funcional e promovendo fixação estável a longo prazo. (TRAINI et al., 2008; SHIBLI et al., 2010; RAMAKRISHNAIAH et al., 2017; PENG et al., 2016)

A manufatura aditiva permite que sejam confeccionados implantes com uma superfície caracterizada por alta porosidade com possibilidade de controle de parâmetros como tamanho, forma e quantidade dos poros, sendo benéfico para a osseointegração do implante, uma vez que tais parâmetros podem atuar de forma vital no crescimento das células ósseas (MANGANO et al., 2014, 2017; HOLLANDER et al., 2006; TRAINI et al., 2008; TUNCHEL et al., 2016). Portanto, constitui-se um benefício quando comparado aos implantes fabricados pelo método convencional, pois a usinagem não permite tal controle, resultando na confecção de uma estrutura rígida em que a porosidade é adicionada por tratamentos de superfície posteriores (HOLLANDER et al., 2006; TRAINI et al., 2008; TUNCHEL et al., 2016).

Desta forma, por já apresentarem uma estrutura porosa controlada, apesar de serem relatados pós-processamento nos implantes obtidos por manufatura (FIGLIUZZI; MANGANO; MANGANO, 2012; HYZY et al., 2016; PENG et al., 2016; RAMAKRISHNAIAH et al., 2017; SHAOKI et al., 2016), autores sugerem que tratamento se superfície posterior a fabricação de tais implantes seriam desnecessários (MANGANO et al., 2014; TUNCHEL et al., 2016; WANG et al., 2016).

A presença de superfície porosa traz ainda como vantagem o fornecimento de uma área de superfície maior, o que, por sua vez, estimula a ligação e a proliferação de células ósseas, colaborando para o crescimento ósseo e melhora da osseointegração. Além disso, uma maior área de superfície colabora para redução do micro movimentação precoce dos implantes, que induz crescimento de tecido fibroso e causa instabilidade inicial (WALLY et al., 2019).

Em relação à resposta biológica aos implantes obtidos por manufatura aditiva, estudos histológicos demonstram que em um curto tempo a porosidade dos mesmos colabora para uma ótima cicatrização óssea (CHENG et al., 2016; MANGANO et al., 2010, 2011, 2013; SHIBLI et al., 2013). Ademais, encontrou-se bons resultados quanto a osseointegração em implantes fabricados por este método (MANGANO et al., 2017; STÜBINGER et al., 2013), e no seu uso como suporte para próteses totais tipo *overdentures* (MANGANO et al., 2014b; MANGANO et al., 2015).

Outro ponto essencial para o sucesso clínico das próteses sobre implantes diz respeito à sua biomecânica, sendo necessária a avaliação deste aspecto para indicação de um novo design de implantes. A presença de acúmulo de

estresse em pontos específicos e uma distribuição inadequada de tensões ao redor do parafuso do implante podem interferir no sucesso desta terapia. No caso do uso dos miniimplantes como suporte de próteses tais análises têm sua importância evidenciada devido ao potencial de maior indução de estresse decorrente do seu diâmetro reduzido (SALLAM; KHEIRALLA; ALDAWAKLY, 2012; AUNMEUNGTONG et al. 2016; ELSYAD, 2016; HSU et al. 2017).

Diversas técnicas são utilizadas para realizar análises de distribuição de tensões, entre elas estão a análise fotoelástica, utilizada para aferição de estresse em diferentes objetos expostos a condições variadas de carregamento. Para este ensaio é utilizado a resina fotoelástica, que se constitui um material transparente que destaca franjas de cores variadas sob um carregamento, sendo cada cor corresponde a uma tensão. Desta forma, a análise fotoelástica se configura um método adequado e de grande utilidade para a avaliação da distribuição de tensões em pilares protéticos e parafusos de implantes dentários (GERAMIZADEH et al. 2018).

Por outro lado, a correlação de imagens digitais (CID) constitui-se um método comparável a análise fotoelástica para avaliação da distribuição do estresse (TIOSSI et al. 2014). Trata-se de um método óptico que mede a distribuição de tensões em materiais experimentais, utilizado amplamente na odontologia em prótese dentárias e implantodontia (TIOSSI et al. 2013; CLELLAND et al. 2010; PEIXOTO et al. 2017).

A estabilidade do implante é um ponto crucial para determinar o sucesso do tratamento. A estabilidade inicial ou primária diz respeito à ausência de mobilidade no leito ósseo após a colocação do implante, e pode ser influenciada por alguns fatores dentre eles as características do implante, assim como tecido ósseo e técnica cirúrgica (ALONSO et al. 2018).

O torque de inserção (TI) e o ensaio de arrancamento são alguns dos métodos disponíveis para mensurar estabilidade primária de implantes. O torque de inserção corresponde ao atrito rotacional entre o implante e o osso, juntamente com a força necessária para cortar o osso. Esta análise é realizada no momento da inserção do implante e sua aferição é realizada por meio de um torquímetro, correspondendo a um teste não invasivo e amplamente utilizado (ALONSO et al. 2018; PATIL, BHARADWAJ 2016).

A mensuração do torque de inserção corresponde a uma medida estática, que é realizada apenas uma vez, avaliando a condição naquele momento específico e não diz respeito à estabilidade secundária. Por outro lado, o ensaio de arrancamento também se constitui um método utilizado para aferir estabilidade primária em situações laboratoriais (TOYOSHIMA et al 2015; DA COSTA VALENTE et al., 2015). Assim como

modificações nas características superficiais e estruturais podem influenciar na estabilidade de implantes dentais, é necessário avaliar a possível influência de um novo método de fabricação de implantes sob os mesmos.

A associação de mini-implantes, que configuram uma alternativa importante para diversos casos clínicos, e novas tecnologias para obtenção de implantes dentários como a manufatura aditiva, podem colaborar para avanços no tratamento odontológico, permitindo confecção de implantes personalizados para cada situação clínica, e assim propiciar avanços no âmbito industrial e no mercado de implantes dentários. Porém observa-se, a necessidade de avaliação das propriedades mecânicas desta técnica em comparação com os métodos convencionais aplicando-as em mini-implantes com design desenvolvidos em trabalho anterior, financiado pela FAPESP (2014/27362-2), unindo assim, os benefícios dos mini-implantes com as possibilidades tecnológicas atuais.

A hipótese alternativa testada neste estudo foi que a macro geometria e o método de fabricação dos mini-implantes para suporte de *overdenture* influenciam nas características topográficas e propriedades mecânicas dos mesmos.

2. Proposição
2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste estudo foi propor a fabricação de um novo design de miniimplante para suporte de *overdenture* através da tecnologia de manufatura aditiva.

2.2. Objetivos Específicos

- 2.1.1 Desenvolvimento de um novo modelo de mini-implantes pelo método de manufatura aditiva;
- 2.1.2 Caracterização físico-química dos mini-implantes obtidos por manufatura aditiva, por usinagem e dos mini-implantes comerciais, através de análise morfológica por microscopia eletrônica de varredura (MEV), e da composição química via Espectroscopia por Energia Dispersiva de Raios X (EDS);
- 2.1.3 Quantificação da estabilidade primária dos mini-implantes obtidos por manufatura aditiva e comparação com mini- implantes obtidos por usinagem e implantes comerciais, através de torque de inserção e ensaio de arrancamento;
- 2.1.4 Análise da distribuição de tensões através de fotoelasticidade, nos mini-implantes obtidos por usinagem, manufatura aditiva e implantes comerciais;
- 2.1.5 Análise da distribuição de tensões por meio da Correlação de Imagens Digitais, nos mini-implantes obtidos por manufatura aditiva, e comparação com mini-implantes obtidos por usinagem e implantes comerciais.

3. Material e Métodos

3.1 Obtenção dos mini-implantes usinados

Foram usinados 10 mini-implantes experimentais de cada modelo, rosqueados e helicoidais (\emptyset 2,0 mm x 10 mm de comprimento) (Figura 1a e 1b), a partir de barras cilíndricas de liga de titânio (Ti-6Al-4V – Grau V) com \emptyset 8 mm, em torno mecânico na Oficina Mecânica da Universidade de São Paulo, Campus de São Carlos. O design dos mini-implantes foi o mesmo desenvolvido em projeto de pesquisa anterior (VALENTE, 2018), financiado pela FAPESP (2014/27362-2) e patenteado através da Agência USP de Inovação (BR102016028989), cujos resultados in vitro, demonstraram boa estabilidade primária e simplificação da técnica. Os 10 mini-implantes comerciais utilizados são da linha MDL \emptyset 2,0 mm por 10 mm de comprimento (Intra-Lock® System, São Paulo, SP) (Figura 1c), com superfície tratada Ossean®, do tipo nanométrico.

Figura 1. Mini-implantes: a. Helicoidal; b. Rosqueado US; c. Intra-lock



Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.1.1 Tratamento de superfície

Os mini-implantes obtidos pelo método de usinagem foram submetidos a tratamento de superfície em escala nanométrica com ataque ácido seguido de tratamento alcalino (OLIVEIRA, 2013), executado em parceria com o Departamento de Engenharia de Materiais (DEMA) da UFSCar.

3.1.1.1 Ataque ácido

O ataque ácido foi realizado com ácido fosfórico-orto concentrado (H_3PO_4 conc.) a 85%. A solução foi mantida à temperatura de 80° C (± 5° C) por 30 minutos, controlada com auxílio de um termômetro e mantida em placa de aquecimento (MA 085 da marca Marconi). Após estabilização da temperatura, os mini-implantes foram mergulhados na solução e o béquer foi então recoberto para diminuir a volatilização do reagente durante o procedimento. Na sequência, as amostras atacadas foram submetidas ao tratamento alcalino.

3.1.1.2 Tratamento alcalino

O tratamento alcalino consiste em preparar 50 ml de solução de NaOH e transferila para um frasco de polietileno com tampa. Cada uma das amostras atacadas anteriormente com ácido foi mergulhada na solução de NaOH. Uma estufa para secagem e esterilização (MA 033 da Marconi) com ajuste de temperatura digital foi estabilizada a 60° C para então os frascos contendo as amostras serem alocados no interior da mesma e mantidos a uma temperatura de 60° C durante 24 horas.

3.2. Obtenção de mini- implantes por manufatura aditiva

A fabricação do mini-implante por manufatura aditiva foi realizada a partir de um projeto 3D, arquivo .stl (Figura 2), de um novo modelo de mini-implante desenvolvido em projeto de pesquisa anterior (VALENTE, 2018), financiado pela FAPESP (2014/27362-2) e patenteado através da Agência USP de Inovação (BR102016028989). Foram confeccionados 10 mini-implantes por manufatura aditiva com design rosqueado, cujos resultados in vitro demonstraram boa estabilidade primária e simplificação da técnica.



Figura 2. Projeto 3D do Mini-implante Rosqueado por Manufatura Aditiva, arquivo. stl.

A obtenção dos mini-implantes por manufatura aditiva foi realizada no Instituto IFW Dresden, Dresdren – Alemanha, em parceria com a Universidade Federal de São Carlos, sob supervisão do Prof. Dr. Claudemiro Bolfarini. Os implantes foram obtidos pela técnica de SLM *("Selective Laser Melting")*, por meio da máquina REALIZER GmbH SLM 50®, que utiliza um laser de fibra na faixa de 100W com diâmetros de feixe de 0,2 μm a 0,4 μm. O Pó de Ti–6Al– 4V, atomizados por gás inerte, com partículas de tamanho entre 15 –45 μm (HBMATTM, Highbond, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) foi usado como matéria-prima na fabricação dos mini-implantes por manufatura aditiva (Figura 3).

Figura 3. Mini-implante Rosqueado fabricado por manufatura aditiva



Fonte: Hermano Teixeira Machado

3.3 Caracterização físico-química dos mini-implantes

3.3.1 Morfologia e composição química

Para essas análises foram utilizados um mini-implante de cada grupo. A morfologia superficial das amostras foi avaliada com auxílio de um microscópio eletrônico de varredura (MEV), sob aumentos de 10, 500 e 1000 vezes; e a composição química, obtida via espectroscopia com energia dispersiva de raios-X (EDS) (IXRF Systems mod. 500 Digital Processing, Houston, USA), acoplado ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) (ZEISS mod. EVO 50, Cambridge, United Kingdom) (Figura 4). As análises foram realizadas no Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura e Microanálise Elementar, Departamento de Química da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

O MEV operou com feixe de elétrons de 20 kV, usando os detectores de *secondary electrons* (SE) e *backscattered electrons* (BSD) para as avaliações topográficas e composicionais, respectivamente. A microanálise foi realizada a uma distância de trabalho de 8,5 mm, Iprobe em 20 nA e dead time em aproximadamente 30%, utilizando o detector BSD, com ampliação de 1000 X. Após a obtenção dos espectros, os elementos químicos foram quantificados em porcentagens atômicas (wt.%).

Figura 4. Mini-implantes posicionados para Ensaio de Microscopia Eletrônica de Varredura.



Fonte: Autoria própria.

3.4 Quantificação da Estabilidade Primária dos mini-implantes por manufatura aditiva

3.4.1 Preparo dos cilindros ósseos

Segundo a literatura (PITHON; NOJIMA; NOJIMA, 2012; ROCHA, 2010) a análise da estabilidade primária de implantes pode ser realizada em osso suíno por ser este considerado um substituto do osso maxilar e mandibular humano, devido às características semelhantes de suas trabéculas e cortical. Neste estudo, a cabeça do fêmur foi a região de escolha para a confecção dos espécimes devido a sua elevada densidade, como representação do rebordo mandibular, onde geralmente são instalados os mini-implantes.

Os cilindros ósseos foram obtidos com auxílio de uma broca trefina, com 10 mm de diâmetro interno e 20 mm de comprimento. Após o corte, as amostras foram envolvidas individualmente em gaze cirúrgica, embebidas em solução isotônica de cloreto de sódio, embaladas em sacos plásticos, evitando assim o ressecamento das mesmas, e armazenadas em refrigerador até a realização dos ensaios.

Um total de 10 cilindros ósseos, com dimensões de 10 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento foram preparados (Figura 5).

Figura 5. Cilindros de osso suínos (10mm x 20mm).







Fonte: Autoria própria.

3.4.2 Torque de inserção

Os mini-implantes foram inseridos individualmente por um único operador calibrado. Os cilindros ósseos foram fixados em morsa de bancada na posição vertical (Figura 6a) e o preparo do orifício foi realizado perpendicularmente, utilizando broca lança Ø 2mm para perfuração inicial de 10 mm, seguindo-se o protocolo cirúrgico utilizado em estudo anterior (VALENTE, 2018).

Após a confecção dos orifícios no centro de massa de cada substrato, com motor elétrico cirúrgico MC 101, Linha Ômega, Dentscler® (Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), ajustado a um torque de 45 N e 1350 rpm, os mini-implantes devem ser inseridos individualmente com os respectivos monta implantes ou chaves de inserção e catraca manual, até o completo assentamento dos mesmos, ao nível da superfície óssea (Figura 6b). Um total de 10 mini-implantes foram inserido em 10 cilindros ósseos, conforme protocolo desenvolvido em trabalhos anteriores e ilustrado em vídeo (https://iptv.usp.br/portal/video.action?idItem=40272) (VALENTE; REIS 2019).

A quantificação da estabilidade primária através do torque de inserção foi realizada por meio de um torquímetro manual, com espectro de aplicação de 10 N.cm a 50 N.cm e acuidade de 4%.

Figura 6. a. Cilindro de osso suínos posicionado em morsa de bancada; b. Mini-implante inserido em cilindro de osso suíno.



Fonte: Autoria própria.

3.4.3 Ensaio de arrancamento

Segundo a norma ASTM F543, o ensaio de arrancamento pode ser utilizado como método de teste para determinar a força de retirada axial de implantes, comparando propriedades mecânicas de produtos diferentes, com tamanho similar. A força máxima de arrancamento foi medida através de uma Máquina de Ensaios Mecânicos Emic DL-10000 (São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil), Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Para a fixação do cilindro ósseo foi utilizada uma peça metálica em formato de "L" invertido. Nesse aparato há um orifício para passagem do dispositivo de arrancamento, acoplado ao implante e confeccionado especificamente para o estudo. Esta peça foi fixada à base inferior da máquina universal de ensaios, por meio de uma morsa e o dispositivo de arrancamento (Figura 7), conectado à base móvel da mesma através de um pino. Após a fixação do conjunto à máquina (Figura 8), foi aplicada uma força axial de tração com velocidade constante de 2 mm/min e célula de carga de 200Kg (Figura 9), até o momento em que o mini-implante não apresente mais resistência ao

arrancamento, considerando a soltura deste em relação ao cilindro ósseo (Figura 10) (VALENTE, 2018).



Figura 7. Dispositivo de encaixe dos mini-implantes para ensaio de arrancamento.

Fonte: Hermano Teixeira Machado



Figura 8. Mini-implante posicionado no dispositivo para realização do ensaio de arrancamento.

Fonte: Hermano Teixeira Machado

Figura 9. Ensaio de Arrancamento, Máquina de Ensaios Mecânicos Emic DL-10000, Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto,USP.



Fonte: Autoria própria.

Figura 10. a. Imagem do mini-implante inserido no cilindro ósseo antes do ensaio de arrancamento; b. Imagem do mini-implante após ensaio de arrancamento.



Fonte: Autoria própria

Todos os implantes sofreram uma pré-carga de 10N e tempo de acomodação de 30 segundos, valores previamente definidos. Os resultados foram obtidos através de curvas de força (N) x deformação (mm) durante a realização do ensaio, por meio do Software Tesc versão 3.04 (VALENTE, 2018).

3.5. Análise de distribuição de tensões

3.5.1 Análise Fotoelástica

3.5.1.1 Confecção dos Modelos Mestres

Foram confeccionados quatro modelos mestres retangulares em acrílico transparente, com dimensões de 30 x 20 x 10 mm (altura, largura e espessura, respectivamente), de acordo com metodologia empregada em estudo anterior (VALENTE, 2018). Cada um deles possuía uma perfuração central e perpendicular para a inclusão dos mini-implantes avaliados: Intra-Lock, Helicoidal, Rosqueado US e Rosqueado MA. Os mini-implantes foram posicionados no interior do orifício e ao nível da superfície dos modelos, com auxílio de um paralelômetro, Bioarte Dental Equipamentos Ltd (São Carlos, São Paulo, Brasil) e fixados com cola à base de cianocrilato, Super Bonder®, Loctite (São Paulo, São Paulo, Brasil).

3.5.1.2 Confecção dos Modelos Fotoelásticos

A obtenção dos modelos fotoelásticos foi realizada por meio de confecção de matrizes em silicone de duplicação Silikon - Silicone A de duplicação Shore 22, cujas câmaras de molde reproduziram a posição exata dos mini-implantes do modelo mestre. Os modelos mestres foram fixados individualmente com fita adesiva dupla face em uma placa de vidro e uma caixa com lâminas de cera nº 7 foi confeccionada ao redor dos mesmos (Figura 11a). Após manipulação e homogeneização do silicone, a mistura foi vertida no interior da caixa e após 24 horas (Figura 11b), tempo necessário para a presa do material, foi obtido molde com a representação exata do posicionamento dos mini-implantes (Figura 12).

A resina fotoelástica Araldite GY279 (Everberg, Bélgica) e o endurecedor Aradur 2963 (Everberg, Bélgica) foram manipulados na proporção 2:1 durante 15 minutos. Após a completa homogeneização, a mistura é levada ao interior de uma câmara de vácuo por 20 minutos para eliminação de bolhas resultantes da manipulação

e reação inicial entre os componentes da mistura. A resina foi lentamente vertida nos moldes, as bolhas remanescentes removidas com explorador e aguardado um período de 72 horas para a completa polimerização. Os modelos foram então removidos e suas bases regularizadas e niveladas com lixas d´água.

Figura 11. Confecção da matriz em silicone de duplicação. a. Caixa com lâminas de cera nº 7; b. Silicone de Duplicação após tempo de presa.



Fonte: Autoria própria

Figura 12. Matrizes de silicone de duplicação para confecção dos modelos fotoelásticos. a. Matriz, para modelo horizontal; b. Matriz para modelo vertical.



Fonte: Hermano Teixeira Machado

3.5.1.3. Análise qualitativa

Os modelos fotoelásticos foram levados a um polariscópio de transmissão plana modelo FL200, G.U.N.T. Gerätebau GmbH (Barsbuettel, Alemanha) e uma câmera digital Cyber-shot DSC-HX100V, Sony (Tóquio, Japão) acoplada a um tripé posicionado em frente ao aparelho para o registro das situações de interesse (Figura 13). Para a aplicação da carga foi utilizada uma Máquina de Ensaios Mecânicos EMIC-DL 10000 (São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil), Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. As cargas foram aplicadas diretamente sobre os mini-implantes: (1) Cargas pontuais axiais de 100N; (2) Cargas pontuais axiais de 100 N, com os modelos inclinados (30°), utilizando um dispositivo específico para permitir inclinação do modelo (Figura 14). Previamente às análises, cada modelo foi inspecionado no polariscópio, ajustado ao modo de polarização circular, para certificar a ausência de tensão. Entre a aplicação de cada carga os modelos foram submetidos à relaxação térmica (50° C durante 10 min + 10 min de arrefecimento a ~ 22 °C) e, em seguida, novamente posicionados no polariscópio para verificar a ausência de tensões residuais. **Figura 13.** Mini-implantes: **a.** Intra-Lock®; **b.** Helicoidal; **c.** Rosqueado US, **d.** Rosqueado MA, inseridos no modelo fotoelástico e posicionados para o ensaio de fotoelasticidade.



Fonte: Autoria própria.



Figura 14. Base de acrílico com 30°, utilizado para inclinação dos modelos.

Fonte: Hermano Teixeira Machado

As imagens obtidas foram analisadas visualmente e a intensidade e localização das tensões subjetivamente comparadas, considerando-se que quanto maior o número e estreitamento das franjas, maior a tensão e concentração das mesmas (Figura 15).

*0. 37 1.⁷ 2.⁷

Figura 15. Ordens de franja



3.5.1.4 Análise Quantitativa

Para a análise quantitativa foram selecionados alguns pontos de interesse, sendo 9 ao todo: 4 na região cervical do implante, 4 no terço médio e 1 apical (Figura 16).

Figura 16. Desenho esquemático dos pontos selecionados para análise quantitativa



Fonte: Adaptado de Valente et al. 2017.

Para a reprodução exata dos pontos, foi confeccionada em computador uma malha calibrada, em folha de transparência, com as dimensões de interesse dos mini-implantes e localização dos pontos. A malha foi então posicionada sobre o modelo fotoelástico, com auxílio de um projetor de perfil e os pontos demarcados com uma agulha de ponta fina. Os valores de ordem de franja (n) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franja visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de Tardy.

A partir da aplicação da lei ótica de tensões os valores da tensão cisalhante máxima (τ) em KPa foram calculados para cada ponto, seguindo a equação: $\tau = n \times K 2 \times b$

Onde (n) corresponde ao valor da ordem de franja no ponto analisado, (K) a constante óptica da resina fotoelástica (3,56 Brewsters) e (b) a espessura do modelo fotoelástico em milímetros (mm) (AGUIAR et al., 2012).

3.5.2 Correlação de Imagens Digitais (CID)

3.5.2.1 Confecção dos Modelos Mestres

Foram confeccionados dois modelos mestres em acrílico transparente no formato de bloco retangular, vertical e horizontal (Tabela 1).

Modelo Mestre	Mini-implante
Modelo Vertical (30 x 20 x 10 mm)	
Modelo Horizontal (20 x 30 x 10	Rosqueado MA
mm)	

Tabela 1. Distribuição dos mini-implantes de acordo com os modelos mestres

Em cada um deles foi realizada uma perfuração central e com auxílio de um paralelômetro Bioarte Dental Equipamentos Ltd (São Carlos, São Paulo, Brasil), os miniimplantes experimentais foram posicionados perpendicularmente e fixados com cola à base de cianocrilato Super Bonder®, Loctite (São Paulo, São Paulo, Brasil) ao nível da superfície dos modelos.

3.5.2.2 Confecção dos Modelos com Resina de Poliuretano

Os modelos em resina de poliuretano foram confeccionados através de matrizes em silicone de duplicação, Silikon - Silicone A de duplicação Shore 22, cujas câmaras do molde reproduziram a posição exata dos mini-implantes do modelo mestre. Os modelos mestres foram fixados individualmente com fita adesiva em uma placa de vidro e uma caixa de cera nº 7 foi confeccionada ao redor dos mesmos, para o preenchimento com silicone (Figura 11a). Após manipulação e homogeneização, a mistura foi vertida no interior da caixa e após 24 horas, tempo necessário para a presa do material (Figura 11b), desta forma foi obtido molde com a representação exata do posicionamento dos mini-implantes (Figura 12).

Os mini-implantes foram encaixados na matriz de silicone e, em seguida, a manipulação da resina de poliuretano F16 Polyol (Axson Technologies, Michigan, EUA) e catalisador F16-F17 Isocyanate (Axson Technologies), dosados na proporção de 1:1 em balança de precisão de 0,001 g Bel engineering (Manza, Itália) foi realizada. Após a mistura, durante 60 segundos, a mesma foi vertida no molde e o modelo removido depois da sua completa polimerização (30 minutos).

3.5.2.3 Análise por Correlação de Imagens Digitais (CID)

O sistema de CID, StrainMaster, LaVision GmbH (Goettingen, Alemanha) é formado por duas câmeras digitais CCD (Image E-lite 2M, 11011, LaVision GmbH), com resolução de 1626X1236 pixels (Figura 17), empregadas na captura das imagens da superfície do modelo sob carregamento e um software específico (DaVis 8.0, LaVision GmbH) para análise das imagens e cálculo das tensões. O ensaio foi realizado no Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP.

54 | Material e Métodos

Figura 17. Aparelho utilizado para análise por Correlação de Imagens Digitais (CID). Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP.



Fonte: Autoria própria

A superfície do modelo analisada foi pintada com uma fina camada de tinta spray branca seguida de pontilhados com tinta spray preta, para facilitar a detecção de deslocamento dos pontos e calcular corretamente as tensões geradas na superfície do modelo (Figura 18).

Dois modelos de aplicação de carga foram utilizados para produzir diferentes condições de carregamento: Axial - com o modelo vertical; Angulada - com o modelo horizontal posicionado na base de acrílico com angulação de 30º (Figura 14).



Figura 18. Modelo de resina de poliuretano pintado: a. Horizontal; b. Vertical.

Fonte: Autoria própria

Para a análise da CID, o modelo foi apoiado em dois pontos de apoio e posicionado com a face pontilhada em frente às câmeras. A cada carregamento foi realizada calibração das imagens com uma placa padrão fornecida pela LaVision. Para a condição de carregamento axial, foi aplicada a carga de 250 N e para a angulada 100 N, de acordo com os valores definidos previamente (VALENTE, 2018), com velocidade de aproximação de 0,1 mm/min, usando um aplicador com célula de carga de 250 kN Biopdi (São Carlos, São Paulo, Brasil). As imagens da superfície pintada foram obtidas sucessivamente com frequência de 1 Hz (1 imagem/segundo) até que as cargas prédeterminadas fossem atingidas. As tensões horizontais (ɛxx), que incluem tensões de compressão e tração foram calculadas com base nos deslocamentos dos pontos, através do software de correlação de imagens (Davis 8.0, LaVision GmbH).

A análise qualitativa das imagens obtidas foi realizada com base em escala de cores, na qual os valores positivos (do amarelo ao vermelho) indicam as tensões de tração e os valores negativos (do verde ao azul) tensões de compressão. A região do longo eixo dos mini-implantes foi selecionada como área de interesse para todas as simulações realizadas.

3.6 Análise estatística

Os dados brutos com relação aos ensaios de torque de inserção, ensaio de arrancamento e correlação de imagens digitais dos modelos Intra-lock, Rosqueado US e Helicoidal, obtidos em trabalho anterior realizado pelo grupo de pesquisa (VALENTE, 2018), foram adicionados aos resultados do presente estudo e comparados estatisticamente a fim de se obter comparações significativas com relação ao método de fabricação dos implantes dentários.

A distribuição dos dados foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e o nível de significância adotado pra todas as análises foi de 5%.

Para análise de correlação de imagens digitais (carga axial) aplicou-se análise de variância ANOVA, com ajuste de Bonferroni; para carga angulada foi utilizado o teste não-paramétrico de Kruskal-Wallis.

Para o torque e inserção aplicou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e para o ensaio de arrancamento, análise de variância ANOVA e pos-hoc de Tukey.

4. Resultados

4.1 Caracterização físico-química dos mini-implantes

4.1.1 Morfologia da Superfície/Topografia (MEV)

Foram obtidas imagens com o microscópio eletrônico de varredura, onde observase as características da superfície dos mini-implantes obtidos pelos métodos de manufatura aditiva, sem uso de tratamento de superfície e por usinagem, após realização do tratamento de superfície. As imagens foram registradas em diferentes ampliações para verificar a variação da topografia de acordo com as escalas de aumento (Figuras 19 a 22).

Observa-se na figura 22 que os mini-implantes Rosqueado MA apresentam em sua superfície, união de estruturas esféricas trazendo características de macroporosidades. Enquanto que nas figuras 19, 20 e 21, que representam a superfície dos mini-implantes obtidos por usinagem, Intra-lock, Helicoidal e Rosqueado US respectivamente, é possível verificar a micro porosidades e presença de nano topografias, assim como observado nos implantes comerciais avaliados.

60 | Resultados



Figura 19. Imagens da superfície do mini-implante comercial Intra-lock® em três aumentos: a. 10 X; b. 500 X; c. 1000 X.

Figura 20. Imagens da superfície do mini-implante helicoidal torneado em três aumentos: a. 10 X; b. 500 X; c. 1000 X.



62 | Resultados

Figura 21. Imagens da superfície do mini-implante Rosqueado US em três aumentos: a. 10 X; b. 500 X; c. 1000 X



Figura 22. Imagens da superfície do mini-implante Rosqueado MA em três aumentos: a. 10 X; b. 500 X; c. 1000 X.



64 | Resultados

4.1.2 Composição Química (EDS)

Foi realizada a microanálise elementar por espectroscopia com energia dispersiva de raios-X (EDS) no modo BSE (elétron retro-espalhado), sob aumento de 1000 X, em cada amostra (Figura 23).

Os resultados revelaram a presença de elementos nominais (Ti, Al e V) nas amostras dos quatro tipos de mini-implantes analisados, e observou-se presença de Sódio (Na), proveniente do tratamento de superfície aplicado aos mini-implantes usinados (Figuras 24 a 27; Tabelas 2 a 5).

Figura 23. Imagens da superfície do mini-implante a. Intra-Lock®; b. Helicoidal; c. Rosqueado US; d. Rosqueado MA; no modo BSE (elétron retro-espalhado) no aumento de 1000 X.



Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
Al	5,478	9,340
Ti	91,305	87,754
V	3,217	2,906
Total	100	100

Tabela 2. Quantificação dos elementos (EDS), mini-implante Intra-lock.

Figura 24. Composição química (EDS) do mini-implante Intra-lock.



Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
Na	2,774	5,485
Al	3,185	5,366
Ti	91,029	86,460
V	3,013	2,689
Total	100	100

Tabela 3. Quantificação dos elementos (EDS) do mini-implante Helicoidal.

Figura 25. Composição química (EDS) do mini-implante Helicoidal.



Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
Na	4,440	8,554
Al	4,424	7,262
Ti	88,505	81,896
V	2,636	2,288
Total	100	100

 Tabela 4. Quantificação dos elementos (EDS) do mini-implante Rosqueado US.

Figura 26. Composição química (EDS) do mini-implante Rosqueado US.



Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
Al	3,297	5,717
Ti	92,700	90,606
V	4,003	3,677
Total	100	100

Tabela 5. Quantificação dos elementos (EDS) do mini-implante Rosqueado MA

Figura 27. Composição química (EDS) do mini-implante Rosqueado MA.



4.2 Quantificação da Estabilidade Primária dos mini-implantes

4.2.1 Torque de Inserção (TI)

Observam-se os resultados com relação ao torque de inserção expostos na Tabela 6. Os modelos de mini-implantes avaliados apresentaram diferenças estatisticamente significantes (p<0,001). Maiores médias foram observadas para os modelos Intra-lock e Rosqueado US, semelhantes entre si (p=0,481); os modelos Rosqueado MA e Helicoidal apresentaram os menores valores de torque de inserção e foram semelhantes entre si (p=1,000).

Tabela 6. Média e desvio padrão do torque de inserção (N.cm) dos mini-implantes.

	Torque de Inserção
Intra-Lock	21,50 (2,41) ^A
Rosqueado US	29,60 (5,37) ^A
Rosqueado MA	15,40 (2,83) ^B
Helicoidal	14,50 (3,68) ^B

*Letras diferentes indicam diferença estatística

4.2.2 Ensaio de Arrancamento

Quanto ao ensaio de arranchamento, os resultados podem ser observados na Tabela 7. Foi verificada diferença estatisticamente significante entre os modelos de miniimplantes (p<0.001). O Intra-lock apresentou maior média, diferente dos demais modelo avaliados (p<0.001), enquanto os mini-implantes Rosqueado MA e Helicoidal apresentaram as menores médias, semelhantes entre si (p=0.911).

	Ensaio de Arrancamento
Intra-Lock	259,00 (30,63) ^A
Rosqueado US	218,69 (26,65) ^B
Rosqueado MA	46,37 (8,43) ^C
Helicoidal	40,10 (9,23) ^C

Tabela 7. Média e desvio padrão do ensaio de arrancamento (N) dos mini-implantes.

*Letras diferentes indicam diferença estatística

4.3 Análise Fotoelástica

De uma maneira geral as tensões induzidas pelo carregamento axial de 100N foram muito semelhantes para todos os modelos de mini-implantes avaliados, como observados na Tabela 8, o modelo Intra-lock apresentou a maior média geral (117,9 kPa), seguido do modelo Helicoidal (109,4 kPa), Rosqueado MA (102,2 kPa) e Rosqueado US (102,1 kPa).

Os modelos Rosqueado US e Rosqueado MA apresentaram valores de tensão muito próximos, 102,1 kPa e 102,2 kPa respectivamente. Sugerindo que o método de fabricação não teve influência nas tensões induzidas pelo carregamento axial de 100N.

Com relação às tensões presentes nas regiões dos mini-implantes, o modelo Rosqueado MA apresentou menores tensões na região cervical, enquanto o Intra-Lock apresentou as maiores tensões entre os modelos avaliados (Tabela 8).

De acordo com a Figura 28, que representa as tensões geradas nos mini-implantes por meio de franjas coloridas em condições de carregamento axial de 100N, observou-se menores tensões no terço cervical, com franjas de ordem 0 (pontos 1-2 e 8-9), quando comparado aos terços médio (pontos 3-4 e 6-7) e apical (ponto 5) para os quatro modelos avaliados (Tabela 9).

O terço apical (ponto 5) representou a região onde foram induzidas maiores tensões com franjas na ordem de 1, sendo o modelo Intra-Lock com maior valor (212,2
kPa), seguido pelo Helicoidal (189,4 kPa), Rosqueado US (174,5 kPa), e Rosqueado MA (162,6 kPa) (Tabela 9).

	Intra-lock	Helicoidal	Rosqueado US	Rosqueado MA
Média Geral	117,9	109,4	102.1	102.2
Média terço cervical	77,8	76,0	75,9	73,6
Média terço médio	134,37	122,71	110,32	115,65
Apical (Ponto 5)	212,2	189,4	174,5	162,6

Tabela 8. Média de tensões (kPa) nas regiões dos mini-implantes, após aplicação de carga axial de 100N.

Figura 28. Mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Helicoidal; c. Rosqueado US, d. Rosqueado MA, após aplicação da carga axial de 100N.



	Intra	lock	Helico	oidal	Rosquea	ndo US	Rosque	ado MA
Pontos	Ordem	Tensão	Ordem	Tensão	Ordem	Tensão	Ordem	Tensão
Analisados	de Franja		de Franja		de Franja		de Franja	
1	0.317	56,5	0.375	66,9	0.378	67.4	0.372	66.4
2	0.472	84,3	0.383	68,4	0.417	74.4	0.469	83.8
3	0.667	119,0	0.572	102,1	0.489	87.3	0.611	109.1
4	0.797	142,3	0.750	133,9	0.656	117.0	0.772	137.8
5	1.189	212,2	1.061	189,4	0.978	174.5	0.911	162.6
6	0.878	156,7	0.817	145,8	0.761	135.9	0.694	124.0
7	0.669	119,5	0.611	109,1	0.567	101.2	0.514	91.7
8	0.583	104,1	0.539	96,2	0.478	85.3	0.425	75.9
9	0.372	66,4	0.406	72,4	0.428	76.4	0.383	68.4
Média		117,9		109,4		102.1		102.2

Tabela 9. Ordem de franja (N) e Tensão (kPa) dos mini-implantes nos pontos analisados, após aplicaçãode carga de 100N.

Na figura 29 é possível observar a imagem dos modelos fotoelásticos após carregamento com modelo inclinado. De uma maneira geral, observa-se que os modelos de mini-implantes apresentaram médias de tensões semelhantes entre si, com menor média para o modelo Intra-lock (143,2 kPa), seguido do modelo Helicoidal (154,1 kPa), Rosqueado MA (154,4 kPa) e Rosqueado US (157,6 kPa)(Tabela 10).

Observa-se que as tensões no lado oposto ao de aplicação da carga foram predominantes em todos os modelos, sendo que o mini-implante Intra-Lock® apresentou os menores valores no terço cervical e os mini-implantes rosqueados (Rosqueado US e MA) apresentaram as maiores tensões no terço cervical (pontos 1-2 e 8-9), quando comparado aos outros modelos (Tabela 11).

Figura 29. Mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Helicoidal; c. Rosqueado US; d. Rosqueado MA, após aplicação da carga angulada de 100N.



Tabela 10. Ordem de franja (N) e Tensão (kPa) dos mini-implantes nos pontos analisados, após aplicaçãode carga angulada de 100N.

	Intralo	ck	Helic	oidal	Rosqı U	ieado S	Rosqu M	ieado A
Pontos Analisados	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão
1	0.894	159.7	1.250	223.1	1.478	263.8	1.658	296.0
2	1.450	258.8	1.811	323.3	1.894	338.2	2.019	360.5
3	1.294	231.1	1.108	197.8	0.897	160.2	0.869	155.2
4	1.547	276.2	1.228	219.2	1.097	195.9	1.039	185.4
5	0.983	175.5	0.714	127.4	1.044	186.4	0.814	145.3
6	0.111	19.8	0.217	38.7	0.406	72.4	0.378	67.4
7	0.208	37.2	0.292	52.1	0.108	19.3	0.128	22.8
8	0.394	70.4	0.678	121.0	0.517	92.2	0.500	89.3
9	0.339	60.5	0.472	84.3	0.506	90.2	0.381	67.9
Média		143.2		154.1		157.6		154.4

Tabela 11. Média de tensões (kPa) nas regiões dos mini-implantes, após aplicação de carga angulada de

100 N.

	Intralock	Helicoidal	Rosqueado US	Rosqueado MA
Média Geral	143,2	154.1	157.6	154.4
Terço cervical	137,3	187,9	196,1	203,4
Terço médio	141,06	126,93	111,93	107,71
Lado aposto à força	231,4	240,9	239,5	249,3
Lado da força	47,0	74,0	68,5	61,9

74 | Resultados

4.4. Correlação de Imagens Digitais (CID)

A análise da distribuição de tensões através da CID foi realizada para o modelo de mini-implante Rosqueado MA, em três repetições de carregamento, na situação de carregamento axial e angulado como demonstra as figuras 30 e 31, respectivamente.

Figura 30. Tensões horizontais (ϵxx) determinadas após o carregamento puntiforme axial de 250 N no mini-implante Rosqueado MA, em três carregamentos





Figura 31. Tensões horizontais (ε xx) determinadas após o carregamento puntiforme angulado de 100 N no mini-implante Rosqueado MA, em três carregamentos.

Para fins de comparação e análise estatística os resultados do presente estudo foram adicionados a resultados de estudos anteriores do grupo de pesquisa (VALENTE, 2018), correspondente às análises dos mini-implantes Helicoidal, Intra-Lock, e Rosqueado US. Na Tabela 12, observam-se os resultados da comparação entre os modelos de mini-implantes avaliados em situação de carregamento axial. Foi verificada diferença estatisticamente significante entre os modelos de mini-implantes (p=0,009), tendo o modelo Intra-lock apresentado menor tensão 73,42 μ (146,69), estatisticamente diferente apenas do modelo Rosqueado US 163,96 μ (242,95) (p=0,011).

Com relação às regiões dos mini-implantes (cervical, média e apical), foi observada diferença estatística significante entre elas (p<0,001) e entre as regiões de cada mini-implante (p<0,001). As maiores tensões observadas corresponderam ao terço apical 303,25 $\mu\epsilon$ (102,61) em todos os modelos de mini-implantes (p<0,001)

76 | Resultados

	Cervical	Média	Apical	Total
Intra-Lock	-104,50 (38,91) ^{Aa}	106,26 (65,94) ^{Ba}	218,49 (36,44) ^{Ba}	73,42 (146,69) ^a
Rosqueado US	-107,87 (55,03) ^{Aa}	160,67 (105,27) ^{Ba}	439,09 (53,31) ^{Cb}	163,96 (242,95) ^b
Rosqueado MA	43,26 (20,75) ^{Ab}	173,03 (70,14) ^{Ba}	224,02 (46,71) ^{Ba}	146,77 (91,49) ^{ab}
Helicoidal	-60,97 (77,55) ^{Aab}	169,83 (107,46) ^{Ba}	331,40 (51,80) ^{Cab}	146,75 (183,86) ^{ab}
Total	-57,52 (78,57) ^A	152,45 (84,62) ^B	303,25 (102,61) ^C	

Tabela 12. Média($\mu\epsilon$) e desvio padrão (DP) das tensões geradas com aplicação da carga axial (250N) nos mini-implantes de acordo com as regiões.

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística

*Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística

Os resultados da Tabela 13 correspondem à situação de carregamento com os modelos inclinados. Na comparação geral entre os implantes, diferença significativa foi observada apenas entre os mini-implantes Intra-lock e Rosqueado MA (p=0,029).

Com relação às regiões dos mini-implantes, para o mini-implante Intra-lock, foi observada diferença significativa entre as regiões cervical e apical (p=0,010), assim como para o modelo Rosqueado US (p=0,007).

Para o modelo Rosqueado MA (p=0,040) e Helicoidal (p=0,015), diferença significativa foi observada entre as regiões cervical e apical.

Na comparação geral, as regiões cervical/média e cervical/apical foram diferentes entre si (p<0,001).

A região cervical os mini-implantes apresentaram tensões semelhantes (p=0,238); na região média, diferença foi observada entre o modelo Intra-lock e

Rosqueado MA (p=0,07) e para a apical diferença foi observada entre os mini-implantes Helicoidal e Rosqueado MA (p=0,029), e Rosqueado MA e Intra-lock (p=0,029).

	Cervical	Média	Apical		
Intra-Lock	-676,72 (151,89) ^{Aa}	-348,86 (51,25) ^{ABa}	-222,87 (111,09) ^{Ba}		
Rosqueado US	-633,25 (227,26) ^{Aa}	-221,39 (52,37) ^{ABab}	-128,77 (53,89) ^{Bab}		
Rosqueado MA	-449,81 (119,35) ^{Aa}	-5,36 (105,49) ABb	229,54 (89,52) ^{Bb}		
Helicoidal	-558,90 (113,84) ^{Aa}	-276,52 (66,49) ABab	-199,99 (47,60) ^{Ba}		

Tabela 13. Média (με) e desvio padrão (DP) das tensões geradas com aplicação da carga angulada(100N) nos mini-implantes de acordo com as regiões.

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatística

*Letras minúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferença estatística

5.Discussão

Reabilitação oral de qualidade através de métodos mais simples, com menos etapas clínicas e menor risco de complicações são propostas terapêuticas ideais na odontologia contemporânea. É inegável a importância da introdução de novas tecnologias para evolução e facilitação técnica na odontologia atual, principalmente na solução de procedimentos cirúrgicos altamente invasivos que visam conquistar eficiência em reabilitação com implantes, quando se trata de casos com limitação óssea ou sistêmica, o qual apresenta ainda grande lacuna técnica, visto a ocorrência da desarmonia entre tecido ósseo disponível e diâmetro dos implantes convencionalmente disponíveis no mercado.

Assim, a obtenção de implantes personalizados, facilitação técnica e promoção de maior durabilidade de tratamentos, envolvendo inclusive benefícios relacionados à osseointegração, em função de inovações em tratamentos de superfície, são imprescindíveis, além de considerar as necessidades na evolução nos meios industriais e meio ambiente.

Apesar do crescente emprego da manufatura aditiva na área biomédica com construção de *scaffolds* em biomateriais, implantes ortopédicos e reconstruções faciais, o número de estudos que realizaram fabricação de implantes dentários por tal técnica ainda é reduzido (CHEN et al., 2014; COHEN et al., 2016, 2017; FIGLIUZZI; MANGANO et al., 2012; GELLRICH et al., 2017; HYZY et al., 2016; MANGANO et al., 2017; MOIN et al., 2013; MOMMAERTS, 2017; MOUNIR et al., 2018; OSMAN et al., 2017; PENG et al., 2016; RAMAKRISHNAIAH et al., 2017; SHAOKI et al., 2016).

Os relatos na literatura da fabricação de implantes dentários subperiósticos e endoósseos, sendo eles projetados nos mais diversos designs, exemplificam a grande vantagem da manufatura aditiva em comparação aos métodos convencionais, que consiste na individualização das peças e possibilidade de adaptação às diversas necessidades clínicas (OLIVEIRA; REIS, 2019). No presente estudo, procurou-se associar as vantagens e indicações dos mini-implantes aos possíveis benefícios oferecidos pelo método de manufatura aditiva.

A técnica de manufatura aditiva permite que o design do implante seja desenhado especificamente para aquela região óssea, utilizando exame de imagem como Tomografia computadorizada e Ressonância Magnética. (CHENG et al. 2016; FIGLIUZZI et al., 2016). Neste estudo, para uma comparação entre o método de obtenção dos mini-implantes, optou-se por replicar o design experimental com melhores resultados em estudos previamente realizados, o modelo de mini-implante Rosqueado foi selecionado devido a sua boa estabilidade primária e tensões reduzidas em sua adjacência (VALENTE, 2018).

A possibilidade do uso de manufatura aditiva para produzir estruturas porosas, e controle do tamanho e direção dos poros faz desta tecnologia um grande diferencial, pois a produção das mesmas estruturas pelo método de usinagem é de extrema dificuldade. Além disso, estes parâmetros podem aproximar o módulo de elasticidade da liga do titânio à do tecido ósseo e permitir regiões de crescimento ósseo, importante no processo de osseointegração (BAGHERI et al., 2017).

De forma versátil, além de estruturas totalmente porosas a manufatura aditiva permite também a construção de um núcleo altamente denso, com rugosidade superficial, alternativa que poderia resolver adversidades quanto a fragilização da estrutura obtida por este método (CHEN et al., 2014; JAMSHIDINIA et al., 2015).

Assim, neste estudo optou-se por produzir mini-implante mais próximo do desenho original do modelo Rosqueado, portanto o mini-implante Rosqueado MA foi projetado para ser denso em seu interior e com a rugosidade superficial benéfica ao processo de osseointegração. Tais características foram utilizadas por outros autores que fabricaram implantes por manufatura aditiva utilizando como modelo a raízes dentárias. (CHEN et al., 2014; FIGLIUZZI; MANGANO; MANGANO, 2012)

Com relação às características físicas superficiais de implantes obtidos por manufatura aditiva, foi demonstrado que o mini-implante Rosqueado MA apresentou uma superfície visivelmente rugosa, quando comparada aos implantes obtidos por usinagem. Resultado semelhante ao encontrado por Ramakrishnaiah (2017) que produziram implantes dentários também por este método (RAMAKRISHNAIAH et al., 2017).

Na análise por MEV dos mini-implantes Rosqueado MA, foi observado que a superfícies deste é composta pela união de esferas, trazendo característica de rugosidade inerente à técnica de manufatura aditiva e podem ocorrer devido à união parcial das partículas de liga durante o processo de fusão, e à presença de partículas de liga não fundidas.

Tal rugosidade superficial pode ser utilizada de maneira benéfica, considerando que superfícies irregulares atuam no embricamento mecânico em diversas situações na odontologia, como por exemplo, no favorecimento de adesão de células ósseas e consequente osseointegração do implante, sugerindo inclusive a dispensa de tratamento superficiais adicionais, que constituem etapas imprescindíveis em implantes obtidos por manufatura subtrativa (RAMAKRISHNAIAH et al., 2017; MANGANO et al. 2010;2011;2013;2017; SHIBLI et al. 2013; CHEN et al., 2014; FIGLIUZZI; MANGANO; MANGANO, 2012)

A partir da análise dos componentes químicos das superfícies (EDS), observou-se a presença dos elementos nominais da liga em quantidade semelhante em todos os modelos analisado, sugerindo que não houve perda de material pelo processo de manufatura aditiva ou presença de nenhum contaminante incorporado durante a técnica.

Para o mini-implante Rosqueado MA foi observado presença dos elementos da liga na proporção em peso de aproximadamente 3,3% de Al; 92,7% de Ti e 4% de V, apresentando-se em concordância com dados da literatura para análise dos componentes, onde foi encontrado Ti com % em peso de aproximadamente 88,5%, 6,9% de Al, e 3,4 % de V (RAMAKRISHNAIAH et al., 2017).

O modelo obtido por manufatura aditiva diferiu da composição dos miniimplantes usinados Helicoidal e Rosqueado US, apenas com relação à presença de Na, proveniente do tratamento de superfície realizado em tais implantes. Autores relatam a realização de pós-processamento nos implantes obtidos por manufatura aditiva (FIGLIUZZI; MANGANO; MANGANO, 2012; MANGANO et al. 2017 PENG et al. 2016; COHEN et al. 2016; HYZY et al. 2016; MOUNIR et al. 2016).

Figluzzi; Mangano; Mangano (2012) e Mangano (2017) relataram uso de hidróxido de sódio (NaOH) e peróxido de hidrogênio (H₂O₂) seguido de ataque ácido. Peng (2016) e Ramakrishnaiah (2017) utilizaram jateamento de *corundum* e de partículas do pó da liga usado no processo de manufatura, respectivamente. Peng (2016) relatam tratamento com Hidróxido de Cálcio (NaOH) e Peróxido de Hidrôgenio (H₂O₂), após o jateamento.

Cohen (2016) realizaram tratamento de superfície com jateamento e ataque ácido, assim como Hyzy (2016) que selecionaram tratamento de superfície com jateamento de

partículas de fosfato de cálcio e ataque ácido para os implantes impressos. Por outro lado, Mounir (2016) utilizaram somente ataque ácido em todo o corpo do implante subperiosteal de titânio e ainda nos parafusos de fixação.

Devido ao relato na literatura da não necessidade de pós-processamento em implantes obtidos por manufatura aditiva, e por tratar-se de um estudo inicial sobre este método, a proposta do presente estudo consistiu em avaliar quais vantagens esta técnica de processamento pode oferecer isoladamente, sem o uso de tratamento adicional (CHEN et al., 2014; MOMMAERTZ et al., 2017; SHAOKI et al. 2016; MOIN et al., 2013; GELLRICH et al., 2017).

A rugosidade e porosidade superficial apesar de constituírem benefícios ao processo de osseointegração, facilitando-a através da adesão de proteínas e células ósseas, podem também favorecer o crescimento bacteriano, contribuindo para infecção e consequente perda do implante (ANSELME et al., 2010; LÜDECKE et al., 2016; SONG; KOO; REN, 2015; HICKOK; SHAPIRO; CHEN, 2018). Sendo assim, observa-se a necessidade da realização de futuros estudos abordando tais aspectos, ponderando os benefícios e riscos que tais superfícies podem trazer.

A avaliação do comportamento biomecânico de implantes dentários é imprescindível para seu prognóstico clínico, uma vez que o estresse ósseo induzido pelo acúmulo de tensões é um dos principais influenciadores na reabsorção óssea adjacente aos implantes dentários. A reabsorção óssea é explicada pela ativação dos osteoclastos ósseos em resposta a estresse excessivo, levando a falha do tecido ósseo com intuito de minimizar as forças (GEHRKE et al., 2016).

No presente estudo foram utilizadas duas formas de mensurar as tensões ao redor dos mini-implantes através da fotoelasticidade e correlação de imagens digitais (CID) (TIOSSI et al., 2013; TRIBST et al., 2019). Com relação ao design dos mini-implantes, a análise fotoelástica demonstrou semelhança na distribuição das tensões induzidas por carregamento axial entre todos os modelos testados, com o modelo Intra-Lock apresentando maior estresse. Da mesma forma a CID demonstrou maiores tensões no mini-implante Intra-lock (73,42 $\mu\epsilon$), com diferenças estatísticas apenas em comparação ao modelo Rosqueado US (163,96 $\mu\epsilon$). Com relação à distribuição de tensões em cada área do mini-implante de acordo com a análise fotoelástica, a região cervical foi a área onde se observou menores tensões para todos os modelos de mini-implantes. Da mesma forma na análise de CID foi possível observar diferenças estatísticas entre as três áreas dos mini-implantes, com menores tensões na região cervical (-57,52 $\mu\epsilon$) e maiores tensões na região apical (303,25 $\mu\epsilon$). Corroborando com estudo de Yang (2017), que ao comparar distribuição de tensões em implantes convencionais e implantes porosos obtidos por manufatura aditiva, encontrou presença de maiores tensões na região apical de ambos, sendo os por manufatura aditiva os que induziram mais tensões. Diferindo do presente trabalho no que diz respeito ao método de fabricação por manufatura aditiva, pois o modelo Rosqueados MA apresentou menor tensão apical, comparados aos demais modelos usinados.

A presença da menor estresse na região cervical encontrada no presente estudo é favorável, uma vez que, de acordo com a literatura, tensões altas nesta área estão relacionadas à maior reabsorção óssea (CHOU; LEE; JIANG, 2014; YANG et al., 2017).

Na situação de carregamento com modelos inclinados, simulando forças oblíquas que podem ocorrer em função, através da análise fotoelástica observa-se que de maneira geral os mini-implantes apresentaram tensões superiores comparados ao carregamento axial, porém semelhantes entre si, sendo as maiores tensões atribuídas ao Rosqueado US (157,6 kPa) e menores tensões no modelo Intra-lock (143,2 kPa).

Os resultados encontrados no presente trabalho através da análise fotoelástica corroboram com a literatura, demonstrando que em situações de forças oblíquas as tensões se acumulam no lado oposto ao da força aplicada (CEHRELI et al., 2004; PELLIZZER et al., 2014). Neste aspecto todos os modelos avaliados apresentaram tensões semelhantes, sendo o modelo Rosqueado MA com maiores tensões (249,3 kPa) e modelo Intra-lock com menores tensões (231,4 kPa).

Com relação às regiões dos mini-implantes a que foram atribuídas maiores tensões no carregamento oblíquo, observamos que na análise fotoelástica a região cervical apresentou maiores valores em todos os modelos de mini-implantes, com tensões de 187,9 kPa; 196,1 kPa; e 203,4 kPa para os modelos Helicoidal, Rosqueado US e Rosqueado MA respectivamente; com exceção do Intra-lock, que teve maiores tensões no terço médio (141,06 kPa). Por outro lado, na análise CID observou-se situação inversa, tendo a região cervical apresentado os menores valores, sem diferença estatística entre os modelos de mini-implantes eles (p=0,238), e apresentando diferença estatística com a região apical em todos os modelos

Apesar dos métodos de análise fotoelástica e CID serem considerados métodos de distribuição de tensões comparáveis (TIOSSI et al., 2013; VALENTE, 2018), o presente estudo demonstrou a não coincidência de resultados destas duas análises, sugerindo assim novos estudos realizando comparativos entre tais técnicas aplicadas a implantes dentários.

De acordo com os resultados deste estudo, com relação ao método de fabricação, tanto na análise fotoelástica quanto na CID, os mini-implantes Rosqueados US e Rosqueados MA não tiveram diferença, sugerindo que o método de processamento não afeta a distribuição de tensões.

Com relação à presença de maiores tensões na região cervical demonstrada na análise fotoelástica, sugere-se a necessidade de outros estudos avaliando a distribuição de tensões em situações clínicas, podendo levar a possibilidade da modificação do design dos implantes Rosqueados para uma melhor distribuição de forças nesta região.

No presente estudo foi utilizado torque de inserção e ensaio de arrancamento para mensurar a estabilidade primária, o torque de inserção apresenta-se um teste clínico muito utilizado por ser de fácil realização e não invasivo (PATIL, BHARADWAJ 2016). O ensaio de arrancamento por outro lado pode ser utilizado também para mensurar medidas após osseointegração com intuito de aferir estabilidade secundária (PENG et al., 2016; SHAOKI et al., 2016), porém neste estudo o ensaio de arrancamento foi utilizado como uma medida a fim de obter resultados quanto a estabilidade primária.

Foi observado que os mini-implantes Rosqueado MA e Helicoidal apresentaram os menores valores com relação ao teste de arrancamento (46,37N e 40,10N, respectivamente) e torque de inserção (15,4 N e 14,5 N, respectivamente) com diferença estatística comparado aos outros dois grupos experimentais, Intra-lock e Rosqueado US.

O design e geometria são fatores influenciadores da estabilidade primária, assim é possível que tais diferenças se devam a este fato de que embora o mini-implantes Rosqueado MA tenham sido idealizados como uma réplica do modelo Rosqueado US, foi observado que a técnica de manufatura aditiva empregada neste estudo resultou em redução de detalhes na estrutura, uma vez que foi observada presença das roscas, porém estas não apresentavam a mesma precisão, podendo ter como consequência redução do poder de corte.

Por outro lado, estudos demonstram que não foi possível associar presença de torque de inserção baixo com aumento de falha de implantes (BERARDINI et al., 2016; DUYCK et al., 2015; COBO-VÁZQUEZ et al., 2018), com presença de taxas elevadas de sucesso em implantes com torque de inserção abaixo de 20n/cm (NORTON, 2017). Assim, se faz necessário novos estudos *in vivo*, a fim de se obter resultados relacionados a estabilidade secundária e osseointegração de tais modelos de mini-implantes.

Além disso, estudo de Chen (2014) apresenta valores de ensaio de arrancamento em implantes por manufatura aditiva inserido em osso artificial com menor densidade entre 25 e 30 N, enquanto que encontraram valores entre 35 e 50 N para ossos artificiais mais densos. Assemelhando aos resultados deste estudo em que foi encontrado valor de 46,37 N para o mini-implante Rosqueado MA.

O custo final de peças obtidas por manufatura aditiva é um ponto que inspira discussão na literatura. Por se tratar de uma tecnologia considerada recente e ainda em ascensão, a manufatura aditiva para fabricação de implantes dentários metálicos se apresenta onerosa comparada a técnicas convencionais. Tal dispêndio se deve principalmente pelo custo elevado das máquinas de manufatura aditiva e ainda pela necessidade da apresentação do material metálico em formato de pó, que possui um valor de mercado maior do que as ligas em barras ou tarugos, necessários para o processamento convencional de implantes dentários.

Além disso, a manufatura subtrativa, considerada a técnica convencional para confecção de implantes dentários, invariavelmente apresentará redução dos custos de fabricação com o aumento do volume de produção. De maneira oposta, este fato nem sempre ocorre na manufatura aditiva, sendo que o custo e o volume da produção de peças serão dependentes da capacidade de cada máquina, tamanho da peça a ser produzida e o custo do material (BOSE et al., 2018).

Desta forma, a manufatura aditiva pode ser considerada economicamente acessível quando considerada a fabricação de poucos elementos, visto que para a construção do mesmo objeto por usinagem seria necessário elaboração de ferramentas específicas que oneram tal método, dito mais barato. Portanto quando se fala em manufatura aditiva como técnica mais econômica, diz respeito à possibilidade de construir estruturas únicas com menor custo, dispensando necessidade de construção de ferramentas específicas, e reduzindo o desperdício de matéria prima, pois o elemento é construído camada a camada já em suas dimensões finais (KLAHN ET AL 2015; YANG et al 2017).

A literatura demonstra que os implantes dentários produzidos com tecnologia e manufatura aditiva representa uma opção clínica para a reabilitação dos espaços protéticos unitários maxilar ou mandibular, com uma taxa de 94,5% de taxa de sobrevivência e 94,3% de taxa de sucesso de implante-coroa após 3 anos de acompanhamento (TUNCHEL et al., 2016).

Diante do exposto, observa-se que a manufatura aditiva constitui uma tecnologia viável na fabricação de implantes dentários. Porém, trata-se de um estudo inicial a respeitos das características superficiais e propriedades mecânicas de tais implantes, sendo necessária realização de novos estudos com relação à contaminação da superfície de manufatura aditiva e seu potencial de osseointegração, a fim de uma maior compreensão sobre o tema.

6. Conclusão

Com base nos resultados encontrados foi possível concluir que:

- É possível utilizar o método de manufatura aditiva para fabricação de mini-implante de titânio, com design rosqueado, apresentando dimensões preservadas, porém com menor precisão de detalhes;
- A superfície resultante do processo de manufatura aditiva se apresenta com padrão que difere muito da superfície encontrada pelo processo de usinagem. Sendo que a primeira se apresenta visualmente mais rugoso, correspondendo a união das esferas da liga;
- Os mini-implantes obtidos por manufatura aditiva apresentaram menor estabilidade primária quando comparados aos mini-implantes usinados, tanto na mensuração do Torque de Inserção e no Ensaio de Arrancamento;
- 4. No que diz respeito à fotoelasticidade considerando o método de fabricação, verificou-se que a manufatura aditiva não interferiu na distribuição de tensões. Com relação ao macro design, de maneira geral, tensões menores foram observadas no terço cervical e maiores com a inclinação oblíqua do modelo, o que na presença de um complexo biomecânico implante/prótese equilibrado, não prejudica a reabilitação.
- 5. A análise da distribuição de tensões por meio da Correlação de Imagens Digitais, não houve diferença estatisticamente significante entre os modelos Rosqueado MA e US, tanto no carregamento axial quanto no carregamento obliquo, sugerindo que não há diferença na distribuição de tensões relacionadas ao método de fabricação.

Referências

ABDULHAMEED, O.; ABDULRAHMAN, A.; WADEA, A.; SYED, H. M.Additive manufacturing: Challenges, trends, and applications. Advances in Mechanical Engineering, v. 11, n. 2, p. 1-27, fev. 2019.

AGUIAR FA Jr. et al. Photoelastic analysis of stresses transmitted by universal cast to long abutment on implant-supported single restorations under static occlusal loads. **The Journal of craniofacial surgery**, v. 23, p. 2019-2023, nov. 2012.

ALLEN, P. F.; THOMASON, J. M.; JEPSON, N. J.; NOHL, F.; SMITH, D. G.; ELLIS, J. A Randomized Controlled Trial of Implant-retained Mandibular Overdentures. **Journal of dental research**, v. 85, n. 6, p. 547–551, jun. 2006.

ALONSO, F. R.; TRICHES, D. F.; MEZZOMO, L. A. M.; TEIXEIRA E. R.; SHINKAI R. S. A Primary and Secondary Stability of Single Short Implants. **The Journal of craniofacial surgery**, v. 29, n. 6, p. e548–e551, set. 2018.

ANSELME, K.; DAVIDSON, P.; POPA, A. M.; GIAZZON, M.; LILEY M.; PLOUX L. The interaction of cells and bacteria with surfaces structured at the nanometre scale. Acta biomaterialia, v. 6, n. 10, p. 3824–3846, 2010.

ASTM (2015) Standard Terminology for Additive ManufacturingGeneral Principles-Terminology. ISO/ASTM 52900, Committee F42. ASTM International, West Conshohocken

ASTM F543:2002 - Standard specification and test methods for metallic medical bone screws Aunmeungtong W1, Kumchai T2, Strietzel FP3, Reichart PA3, Khongkhunthian P4.

AUNMEUNGTONG, W.; KHONGKHUNTHIAN, P.; RUNGSIYAKULL, P. Stress and strain distribution in three different mini dental implant designs using in implant retained overdenture: a finite element analysis study. **Oral & implantology**, v. 9, n. 4, p. 202–212, 2016.

AWAD, M. A. et al. Measuring the Effect of Intra-oral Implant Rehabilitation on Healthrelated Quality of Life in a Randomized Controlled Clinical Trial. **Journal of dental research**, v. 79, n. 9, p. 1659–1663, 2000.

AZAM, F. I. *et al*, An In-Depth Review on Direct Additive Manufacturing of Metals, **IOP Conference Series: Materials Science and Engineering**, v. 328, p. 012005, 2018.

BAGHERI, Z. S. et al. Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with Selective Laser Melting. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, v. 70, p. 17–27, jun. 2017.

BERARDINI, Marco et al, The Effects of High Insertion Torque Versus Low Insertion Torque on Marginal Bone Resorption and Implant Failure Rates: A Systematic Review With Meta-Analyses, **Implant dentistry**, v. 25, n. 4, p. 532–540, 2016.

96 | Referências

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

CARDOSO, M. et al. Edentulism in Brazil: trends, projections and expectations until 2040. Ciência & Saúde Coletiva, v. 21, p. 1239–1246, abr. 2016.

CEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and straingauge analysis. Clinical Oral Implants Research, v. 15, n, 2, p. 249-257, April 2004.

CHEN, J. et al. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 112, n. 5, p. 1088–95.e1, nov. 2014.

CHENG, A. et al. Additively manufactured 3D porous Ti-6Al-4V constructs mimic trabecular bone structure and regulate osteoblast proliferation, differentiation and local factor production in a porosity and surface roughness dependent manner. **Biofabrication**, v. 6, n. 4, p. 045007, 7 out. 2014.

CHENG, A. et al. Laser-Sintered Constructs with Bio-inspired Porosity and Surface Micro/Nano-Roughness Enhance Mesenchymal Stem Cell Differentiation and Matrix Mineralization In Vitro. **Calcified tissue international**, v. 99, n. 6, p. 625–637, dez. 2016.

CHOU, I.-C.; LEE, S.-Y.; JIANG, C.-P. Effects of implant neck design on primary stability and overload in a type IV mandibular bone, **International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering**, v. 30, n. 11, p. 1223–1237, 2014;

CLELLAND, N. L. et al. Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 25, n. 5, p. 953–959, set. 2010.

COBO-VÁZQUEZ, C. et al. Effect of the lack of primary stability in the survival of dental implants. **Journal of clinical and experimental dentistry**, v. 10, n. 1, p. e14–e19, jan. 2018.

COHEN, D. J. et al. Novel Osteogenic Ti-6Al-4V Device For Restoration Of Dental Function In Patients With Large Bone Deficiencies: Design, Development And Implementation. **Scientific reports**, v. 6, p. 20493, fev. 2016.

COHEN, D. J. et al. Performance of laser sintered Ti–6Al–4V implants with boneinspired porosity and micro/nanoscale surface roughness in the rabbit femur. **Biomedical materials**, v. 12, n. 2, p. 025021, abr. 2017.

DA COSTA VALENTE, M. L. et al. Analysis of the influence of implant shape on primary stability using the correlation of multiple methods. **Clinical oral investigations**, v. 19, n. 8, p. 1861–1866, nov. 2015.

DAWOOD, A. et al. 3D printing in dentistry. British dental journal, v. 219, n. 11, p.

521-529, dez. 2015.

DE MEDEIROS, R.-A. et al. Stress distribution in fixed mandibular prostheses fabricated by CAD/CAM and conventional techniques: Photoelastic and strain gauge analyses. **Journal of clinical and experimental dentistry**, v. 11, n. 9, p. e807–e813, set. 2019.

DE SOUZA, R. F. et al. Mini vs. Standard Implants for Mandibular Overdentures: A Randomized Trial. **Journal of dental research**, v. 94, n. 10, p. 1376–1384, out. 2015.

DELLA VECCHIA, M. P. et al. Mini-Implants for Mandibular Overdentures: Cost-Effectiveness Analysis alongside a Randomized Trial. **JDR Clinical & Translational Research**, v. 3, n. 1, p. 47–56, 20 nov. 2017.

DIAS, R. et al. Patient satisfaction survey of mandibular two-implant-retained overdentures in a predoctoral program. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 110, n. 2, p. 76–81, 1 ago. 2013.

DUYCK, J. et al. Effect of insertion torque on titanium implant osseointegration: an animal experimental study. **Clinical oral implants research**, v. 26, n. 2, p. 191–196, fev. 2015.

ELSYAD, M. A. Patient satisfaction and prosthetic aspects with mini-implants retained mandibular overdentures. A 5-year prospective study. **Clinical oral implants research**, v. 27, n. 7, p. 926–933, jul. 2016.

FIGLIUZZI, M.; MANGANO, F.; MANGANO, C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. **International journal of oral and maxillofacial surgery**, v. 41, n. 7, p. 858–862, jul. 2012.

FIGLIUZZI, Michele *et al*, A Direct Metal Laser Sintering (DMLS) Root Analogue Implant Placed in the Anterior Maxilla: Case Report, **Periodontics and Prosthodontics**, v. 02, n. 01, 2016.

GEHRKE, S. A. et al. Influence of Implant Design (Cylindrical and Conical) in the Load Transfer Surrounding Long (13mm) and Short (7mm) Length Implants: A Photoelastic Analysis. **The open dentistry journal**, v. 10, **n.**, p. 522–530, set. 2016.

GELLRICH, N.-C. et al. A new concept for implant-borne dental rehabilitation; how to overcome the biological weak-spot of conventional dental implants? **Head & face medicine**, v. 13, n. 1, p. 17, set. 2017.

GERAMIZADEH, Maryam *et al.* Comparison of finite element results with photoelastic stress analysis around dental implants with different threads. **Dental and medical problems**, v. 55, n. 1, p. 17–22, 2018.

GERRITSEN, A. E. et al. Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. **Health and quality of life outcomes**, v. 8, n. 1, p. 126, 5 nov. 2010.

HEYDECKE, G. et al. Relationship between prosthodontic evaluation and patient ratings of mandibular conventional and implant prostheses. **The International journal of prosthodontics**, v. 16, n. 3, p. 307–312, maio 2003.

HICKOK, N. J.; SHAPIRO, I. M.; CHEN, A. F. The Impact of Incorporating Antimicrobials into Implant Surfaces. **Journal of dental research**, v. 97, n. 1, p. 14–22, jan. 2018.

HOLLANDER, D. A. et al. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti–6Al–4V produced by direct laser forming. **Biomaterials**, v. 27, n. 7, p. 955–963, 1 mar. 2006.

HSU, J.-T. et al. Impacts of 3D bone-to- implant contact and implant diameter on primary stability of dental implant. Journal of the Formosan Medical Association = Taiwan yi zhi, v. 116, n. 8, p. 582–590, ago. 2017.

HYZY, S. L. et al. Novel hydrophilic nanostructured microtexture on direct metal laser sintered Ti--6Al--4V surfaces enhances osteoblast response in vitro and osseointegration in a rabbit model. **Journal of biomedical materials research. Part A**, v. 104, n. 8, p. 2086–2098, 2016.

JAMSHIDINIA, M. *et al*, Fatigue properties of a dental implant produced by electron beam melting ® (EBM), **Journal of Materials Processing Technology**, v. 226, p. 255–263, 2015.

JOSHI, G. V. et al. Fatigue testing of electron beam-melted Ti-6Al-4V ELI alloy for dental implants. Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials, v. 101, n. 1, p. 124–130, jan. 2013.

KIM, H.; LIN, Y.; TSENG, T.B. . A review on quality control in additive manufacturing. **Rapid Prototyping Journal**, v. 24, n. 3, p. 645–669, 2018.

KLAHN, C.; LEUTENECKER, B.; MEBOLDT, M. Design Strategies for the Process of Additive Manufacturing, **Procedia CIRP**, v. 36, p. 230–235, 2015.

LEMOS, C. A. A. et al. Complete overdentures retained by mini implants: A systematic review. **Journal of dentistry**, v. 57, p. 4–13, fev. 2017.

LIN, W.-S. et al. Additive Manufacturing Technology (Direct Metal Laser Sintering) as a Novel Approach to Fabricate Functionally Graded Titanium Implants: Preliminary Investigation of Fabrication Parameters. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 28, n. 6, p. 1490–1495, 2013.

LÜDECKE, C. et al. Nanorough titanium surfaces reduce adhesion of Escherichia coli and Staphylococcus aureus via nano adhesion points. **Colloids and surfaces. B, Biointerfaces**, v. 145, p. 617–625, set. 2016.

MANGANO, C. et al. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: a histologic report. **The Journal of oral implantology**, v. 36, n. 2, p. 91–96,2010.

MANGANO, C. et al. Histological and synchrotron radiation-based computed microtomography study of 2 human-retrieved direct laser metal formed titanium implants. **Implant dentistry**, v. 22, n. 2, p. 175–181, abr. 2013.

MANGANO, C. et al. Scanning electron microscopy (SEM) and X-ray dispersive spectrometry evaluation of direct laser metal sintering surface and human bone interface: a case series. **Lasers in medical science**, v. 26, n. 1, p. 133–138, jan. 2011.

MANGANO, F. et al. Direct metal laser sintering titanium dental implants: a review of the current literature. **International journal of biomaterials**, v. 2014, p. 461534, 1 dez. 2014a.

MANGANO, F. et al. Histological Evidence of the Osseointegration of Fractured Direct Metal Laser Sintering Implants Retrieved after 5 Years of Function. **BioMed research international**, v. 2017, p. 9732136, 27 ago. 2017.

MANGANO, F. et al. Maxillary overdentures supported by four splinted direct metal laser sintering implants: a 3-year prospective clinical study. **International journal of dentistry**, v. 2014, p. 252343, 14 dez. 2014b.

MANGANO, F. G. et al. Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report. **Lasers in medical science**, v. 27, n. 6, p. 1241–1245, nov. 2012.

MANGANO, F. G. et al. Immediate Loading of Mandibular Overdentures Supported by One-Piece, Direct Metal Laser Sintering Mini-Implants: A Short-Term Prospective Clinical Study. **Journal of periodontology**, v. 86, n. 2, p. 192–200, 2015.

MARQUES, F. P. et al. Incidence and predictors of edentulism among south Brazilian older adults. **Community dentistry and oral epidemiology**, v. 45, n. 2, p. 160–167, abr. 2017.

MERGULHÃO, M. V. Avaliação de propriedades mecânicas e caracterização microestrutural de consolidados de cobalto-cromo-molibdênio obtidos por fusão seletiva a laser e fundição de precisão.2017. 137f. Dissertação (Mestrado em Ciência na Área de Tecnologia Nuclear – Materiais) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Autarquia associada à Universidade de São Paulo, São Paulo, 2017.

MISCH, C. Implantes Dentais Contemporâneos. 3ª Edição - Elsevier Brasil, 2009.

MOIN, D. A. et al. Designing a novel dental root analogue implant using cone beam computed tomography and CAD/CAM technology. **Clinical oral implants research**, v. 24 Suppl A100, p. 25–27, ago. 2013.

MOMMAERTS, M. Y. Additively manufactured sub-periosteal jaw implants. **International journal of oral and maxillofacial surgery**, v. 46, n. 7, p. 938–940, jul. 2017.

MOUNIR, M. et al. Titanium and polyether ether ketone (PEEK) patient-specific subperiosteal implants: two novel approaches for rehabilitation of the severely atrophic anterior maxillary ridge. **International journal of oral and maxillofacial surgery**, v. 47, n. 5, p. 658–664, maio 2018.

NORTON, Michael R., The Influence of Low Insertion Torque on Primary Stability, Implant Survival, and Maintenance of Marginal Bone Levels: A Closed-Cohort Prospective Study, **The International journal of oral & maxillofacial implants**, v. 32, n. 4, p. 849–857, 2017.

OLIVEIRA, D. P. Tratamentos de superfícies em Ti-CP, Ti-6Al-4V e Ti-6Al-7Nb visando a osseointegração de implantes: propriedades das superfícies e respostas osteoblásticas. 2013. 134 f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2013.

OLIVEIRA, T. T.; REIS, A. C. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Sep;v. 122,n. 3, p. 270-274. Set. 2019.

OSMAN, R. B. et al. 3D-printing zirconia implants; a dream or a reality? An in-vitro study evaluating the dimensional accuracy, surface topography and mechanical properties of printed zirconia implant and discs. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 75, p. 521–528, nov. 2017.

PATIL, Ratnadeep; BHARADWAJ, Dimple. Is primary stability a predictable parameter for loading implant? Journal of the International Clinical Dental Research Organization, v. 8, n. 1, p. 84, 2016.

PEIXOTO, Raniel F. *et al.* A Digital Image Correlation Analysis of Strain Generated by 3-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis. **Implant Dentistry**, v. 26, n. 4, p. 567–573, 2017.

PELLIZZER, E. P. et al. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. The Journal of oral implantology, v. 40, n. 2, p. 117-122, April 2014.

PENG, W. et al. Selective laser melting of titanium alloy enables osseointegration of porous multi-rooted implants in a rabbit model. **Biomedical engineering online**, v. 15, n. 1, p. 85, jul. 2016.

PETERSEN, P. E. et al. Global oral health of older people--call for public health action. **Community dental health**, v. 27, n. 4 Suppl 2, p. 257–267, dez. 2010.

PITHON, M. M.; NOJIMA, M. G.; NOJIMA, L. I. Primary stability of orthodontic miniimplants inserted into maxilla and mandible of swine. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, v. 113, n. 6, p. 748–754, 2012. PREOTEASA, E. et al. Aspects of oral morphology as decision factors in mini-implant supported overdenture. **Romanian journal of morphology and embryology = Revue**

roumaine de morphologie et embryologie, v. 51, n. 2, p. 309–314, 2010RAMAKRISHNAIAH, R. et al. Preliminary fabrication and characterization of electron beam melted Ti–6Al–4V customized dental implant. Saudi journal of biological sciences, v. 24, n. 4, p. 787–796, 1 maio 2017.

REIS AC, VALENTE MLC, CASTRO DT, MATTA JCS, SOUZA RF; **Agência USP de Inovação.** Mini-implante odontológico e seu uso, kit cirúrgico para aplicação do miniimplante, cápsula e seu uso. Brasil BR 1020160289890. 2016 Dec 09.

REVILLA-LEÓN M, MEYER MJ, ÖZCAN M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry, Journal of Prosthodontics, v. 28, n. 2, p. 146–158, 2019.

RIBEIRO, C. G. et al. Edentulism, Severe Tooth Loss and Lack of Functional Dentition in Elders: A Study in Southern Brazil. **Brazilian dental journal**, v. 27, n. 3, p. 345–352, 2016.

ROCHA, F. A. *Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários.* 2010. 60 f. Dissertação (Mestrado em Ciências dos Materiais). Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, 2010.

RODRIGUES, S. M. et al. Implications of Edentulism on Quality of Life among Elderly. **International journal of environmental research and public health**, v. 9, n. 1, p. 100–109, 4 jan. 2012.

SALLAM, H.; KHEIRALLA, L. S.; ALDAWAKLY, A. Microstrains around standard and mini implants supporting different bridge designs. **The Journal of oral implantology**, v. 38, n. 3, p. 221-229, June 2012.

SHAOKI, A. et al. Osseointegration of three-dimensional designed titanium implants manufactured by selective laser melting. **Biofabrication**, v. 8, n. 4, p. 045014, out. 2016.

SHIBLI, J. A. et al. Bone-to-implant contact around immediately loaded direct laser metal-forming transitional implants in human posterior maxilla. **Journal of periodontology**, v. 84, n. 6, p. 732–737, jun. 2013.

SHIBLI, J. A. et al. Influence of direct laser fabrication implant topography on type IV bone: a histomorphometric study in humans. **Journal of biomedical materials research. Part A**, v. 93, n. 2, p. 607–614, maio 2010.

SONG, F.; KOO, H.; REN, D., Effects of Material Properties on Bacterial Adhesion and Biofilm Formation, **Journal of dental research**, v. 94, n. 8, p. 1027–1034, 2015.

STÜBINGER, S. et al. Histological and biomechanical analysis of porous additive manufactured implants made by direct metal laser sintering: a pilot study in sheep. **Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials**, v. 101, n. 7, p. 1154–1163, out. 2013.

THOMSON, W. M. Monitoring Edentulism in Older New Zealand Adults over Two Decades: A Review and Commentary. **International journal of dentistry**, v. 2012, p. 375407, 9 ago. 2012.

TIOSSI, R. et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 112, n. 2, p. 276–284, ago. 2014.

TIOSSI, R. et al. Validation of finite element models for strain analysis of implantsupported prostheses using digital image correlation. **Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials**, v. 29, n. 7, p. 788–796, jul. 2013.

TOYOSHIMA, Takeshi *et al.* Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an Ex Vivo Model. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 17, n. 5, p. 950–956, 2015.

TRAINI, T. et al. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. **Dental**, 2008.

TRIBST, J. P. M. et al. Digital Image Correlation and Finite Element Analysis of Bone Strain Generated by Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, 17 out. 2019.

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, 29 maio 2016.

VALENTE, M. L. C. Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas. 2018. 109 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2018.

VALENTE, M. L. DA C. et al. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. **Materials Science and Engineering: C**, v. 77, p. 360–365, 1 ago. 2017.

VALENTE, MLC; REIS, AC. Torque de Inserção – Mini-implantes para overdentures implantossuportadas. Vídeo. IPTV USP. 2019 (https://iptv.usp.br/portal/video.action?idItem=40272).

WALLY, Z. J. et al. Selective laser melting processed Ti6Al4V lattices with graded porosities for dental applications. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, v. 90, p. 20–29, fev. 2019.

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, mar.2016.

YAKOUT, M; ELBESTAWI, M. A.; VELDHUIS, S. C. On the characterization of stainless steel 316L parts produced by selective laser melting. **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 95, n. 5-8, p. 1953–1974, 2018.

YANG, F. et al. Laser beam melting 3D printing of Ti6Al4V based porous structured dental implants: fabrication, biocompatibility analysis and photoelastic study. **Scientific reports**, v. 7, p. 45360, mar. 2017.