UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

MARIANA LIMA DA COSTA VALENTE

**Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes
protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas**

**Ribeirão Preto
2017**

MARIANA LIMA DA COSTA VALENTE

**Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos:
correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas**

Versão Original

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo
para obtenção do título de Doutor no Programa
de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis

**Ribeirão Preto
2017**

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

Valente, Mariana Lima da Costa

Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas / Mariana Lima da Costa Valente; orientadora, Andréa Cândido dos Reis. – 2017

109 f. : il. + 2 DVDs

Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Programa de Pós-graduação em Reabilitação Oral, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017

Versão original

1. Implantes Dentários. 2. Design. 3. Biomecânica. 4. Tratamento de Superfícies. 5. Osseointegração. 6. Edentulismo. 7. Prótese Mandibular. 8. Retenção de Dentadura.

VALENTE, M. L. C. **Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas**. 2017. 109 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Prof. (a) Dr. (a) _____

Instituição: _____

Julgamento _____

Dedicatória

À Deus, que tudo nos dá e nada nos nega. Apenas a fé nos conforta diante da espera para a realização de nossos desejos no momento apropriado.

*Ao meu Pai, **Eduardo da Costa Valente (in memoriam)**, que apesar da distância física, nunca esteve ausente. O amor, carinho e educação recebidos durante os momentos de convivência continuam a contribuir para o meu desenvolvimento pessoal, em especial diante dos obstáculos apresentados pela vida.*

*À minha Mãe, **Regina Márcia Vaz de Lima**, meu ponto de equilíbrio. Sua força, coragem e invencibilidade cativam a vontade de seguir em frente diante de qualquer problema. Nunca me deixou faltar nada e sempre apoiou minhas decisões com carinho e amor. Se hoje cheguei até aqui é porque você fez parte disso, fruto do seu esforço e dedicação de uma vida inteira aos seus filhos.*

*Aos meus avós, **Esmeralda Rosim de Lima e João Batista Vaz de Lima**, de fundamental importância na minha vida. Nunca mediram esforços para me ajudar e sempre me incentivaram a chegar onde estou. Vocês são exemplo de força, disposição e amor.*

*Ao meu irmão, **Marcelo da Costa Valente**, pelo apoio, confiança e incentivo, seu companheirismo, dedicação e preocupação conosco tornam você uma grande pessoa, de valor inigualável.*

*Ao meu marido, **Thiago Custódio da Silva**. Seu companheirismo, amor, carinho e alegria de sempre tornam meus dias melhores. Sua forma de ver a vida com leveza e paciência me ensinaram muito durante todos esses anos de convivência. Obrigada por tudo!*

Agradecimento Especial

*À minha orientadora, **Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis**, agradeço pelos oito anos de parceria. Sua presença diária, seus ensinamentos, otimismo de sempre e amor pelo seu trabalho foram fundamentais para o meu crescimento profissional e pessoal. Obrigada pela paciência, dedicação ímpar ao nosso grupo de pesquisa e por confiar e acreditar em nós.*

Muito Obrigada!

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada pela Diretora Prof. Dra. Léa Assed Bezerra da Silva, por proporcionar formação de qualidade aos alunos.

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, Coordenador do curso de Pós-graduação em Reabilitação Oral, pela dedicação ao Programa e crescimento profissional dos alunos.

Aos Professores da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto FORP-USP pelos ensinamentos recebidos durante toda minha graduação e pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela parceira de sempre. Sua colaboração no desenvolvimento do trabalho, com ideias sempre pertinentes, disponibilidade de tempo e atenção foram fundamentais para a realização dessa pesquisa.

Ao Prof. Dr. José Augusto Marcondes Agnelli, da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), pela parceria de sempre nas pesquisas realizadas junto à Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis.

Ao Prof. Dr. Claudemiro Bolfarini e Diego Oliveira Pedreira, da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), pela parceria na realização do tratamento de superfície e análises morfológicas dos mini-implantes.

Ao Prof. Dr. Tito José Bonagamba e ao funcionário Ademir Moraes do Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, pela colaboração na confecção dos mini-implantes.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo, pela concessão do auxílio financeiro que viabilizou a execução dessa pesquisa.

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

Ao técnico do Laboratório Integrado de Pesquisa em Biocompatibilidade de Materiais, Edson Volta, pela ajuda de sempre, paciência, manutenção e dedicação ao nosso ambiente de trabalho.

Às secretárias do Departamento de Materiais Dentário e Prótese, Denise Martins Fontes Gonçalves, Fernanda Talita de Freitas e Regiane Tirado Damasceno, pela dedicação ao Departamento, Professores e Pós-graduandos.

Às Secretárias do Serviço de Pós-Graduação, pela dedicação e disponibilidade de tempo dispensadas sempre que preciso.

Aos funcionários da Oficina de Precisão da Prefeitura do Campus de Ribeirão Preto, por terem contribuído para a realização do estudo, com o desenvolvimento dos equipamentos necessários.

À empresa Baumer®, pela colaboração na confecção dos mini-implantes.

*Ao **Frigorífico Santana**, por ceder os ossos suínos utilizados nesta pesquisa.*

*Ao funcionário **Hermano Teixeira Machado** pelos serviços de fotografia prestados.*

*Aos **Alunos de Iniciação Científica**, pela colaboração com o trabalho e oportunidade de troca de experiências.*

*Aos meus companheiros de Laboratório e Pós-graduação, **Ana Beatriz Vilela Teixeira, Denise Tornavoi de Castro, Geyson Galo da Silva, Karen Pintado Palomino, Raony Môlin**, que tornaram-se meus amigos e grandes companheiros durante essa caminhada. Obrigada pela parceria de todos os dias, confiança e amizade.*

*Um agradecimento especial à minha amiga **Denise Tornavoi de Castro** que desde o mestrado compartilha da mesma caminhada. Obrigada por todos esses anos de parceria, amizade, apoio e convivência diária. Com sua dedicação ímpar à tudo que faz, tenho certeza que trilhará um belo caminho, com sucesso profissional e pessoal.*

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

Muito Obrigada!

Epígrafe

“Suba o primeiro degrau com fé. Não é necessário que você veja toda a escada. Apenas de o primeiro passo”.

(Martin Luther King)

Sumário

Resumo	17
Abstract	21
1 Introdução	25
2 Proposição	35
3 Material e Método	39
3.1 Material	41
3.1.1 Mini-Implantes.....	41
3.1.2 Componentes Protéticos	41
3.2 Método	42
3.2.1 Confecção dos Mini-Implantes	42
3.2.2 Tratamento de Superfície	42
3.2.2.1 Ataque Ácido.....	43
3.2.2.2 Tratamento Alcalino.....	43
3.2.3 Caracterização Físico-Química dos Mini-implantes.....	43
3.2.4 Quantificação da Estabilidade Primária.....	44
3.2.4.1 Preparo dos Cilindros Ósseos.....	44
3.2.4.2 Torque de Inserção	45
3.2.4.3 Ensaio de Arrancamento.....	46
3.2.5 Correlação de Imagens Digitais (CID)	47
3.2.5.1 Obtenção dos Modelos Mestres	47
3.2.5.2 Obtenção dos Modelos com Resina de Poliuretano	48
3.2.5.3 Análise por Correlação de Imagens Digitais (CID)	49
3.2.6 Análise Fotoelástica.....	51
3.2.6.1 Confecção dos Modelos Mestres.....	51
3.2.6.2 Confecção dos Modelos Fotoelásticos	51
3.2.6.3 Análise Qualitativa	52
3.2.6.4 Análise Quantitativa	53
3.2.7 Resistência à Fadiga dos Componentes Protéticos	54
3.2.7.1 Confecção dos Componentes Protéticos	54
3.2.7.2 Confecção da Matriz.....	55
3.2.7.3 Ensaio de Resistência à Fadiga.....	55

3.2.8 Análise Estatística dos Resultados	57
4 Resultados	59
5 Discussão	79
6 Conclusão	91
7 Referências Bibliográficas	95

Resumo

VALENTE, M. L. C. **Desenvolvimento de dois modelos de mini-implantes e componentes protéticos: correlação da macroestrutura e propriedades mecânicas.** 2017. 109 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

O edentulismo acomete grande parcela da população mundial, especialmente os idosos, gerando perda da função mastigatória, desordens nutricionais, estética desfavorável e redução da qualidade de vida. Como alternativa a esses problemas, as *overdentures* implanto retidas tem representado uma modalidade de tratamento eficiente para reabilitação da mandíbula. Assim, o presente estudo teve por objetivo desenvolver e avaliar a efetividade de dois modelos de mini-implantes dentários e um componente protético, cápsula de retenção para *overdentures* mini-implante retidas. Para tal, um total de 30 mini-implantes (n=10) foram utilizados: modelo comercial Intra-Lock® System, experimental rosqueado e experimental helicoidal. Ambos os mini-implantes desenvolvidos no estudo foram confeccionados em titânio Grau IV, nas dimensões de Ø 2,0 mm x 10 mm de comprimento e submetidos a tratamento de superfície nanométrico. O desempenho dos mesmos foi comparado ao modelo comercial selecionado quanto à estabilidade primária, por meio de torque de inserção e ensaio de arrancamento e à distribuição de tensões, através dos métodos fotoelástico e de correlação de imagens digitais (CID). Foram realizados carregamentos puntiformes axiais e oblíquos (inclinação de 30° do modelo), com cargas de 100 N para a fotoelasticidade e de 250 N axial e 100 N oblíquo para a CID. Para análise do componente protético foi utilizado o teste de resistência à fadiga. 60 cápsulas (n=20): Poliacetal, Politetrafluoretileno (PTFE) e *o-ring* convencional (Intra-Lock®) foram capturadas aos pares, com resina acrílica e submetidas a 3625 ciclos de inserção/remoção, simulando 30 meses de uso da *overdenture*. A deformação interna e externa dos componentes foi avaliada por meio de Estereomicroscópio Óptico. Os dados obtidos foram submetidos a ANOVA e teste de Tukey ($\alpha=0,05$). O torque de inserção (TI) e ensaio de arrancamento apresentaram significância estatística para todos os modelos ($p<0,05$), sendo o TI maior para o mini-implante rosqueado e a força máxima de arrancamento para o modelo Intra-Lock®. Quanto à análise de tensões por meio da fotoelasticidade verificou-se de maneira geral, maiores tensões no terço médio e apical dos mini-implantes. O mesmo padrão foi observado para a CID, porém, neste caso, com tensões significativamente maiores ($p<0,05$) para os mini-implantes rosqueados na condição de carregamento axial, para o oblíquo não foram encontradas diferenças significativas ($p>0,05$). Quanto à análise dos componentes protéticos, a cápsula de poliacetal apresentou a maior retenção ($p<0,05$), seguida do *o-ring* e PTFE. Menor deformação foi observada para o *o-ring* ($p<0,05$) e maior deformação interna ($p<0,05$), após a realização da fadiga, para o poliacetal. O mini-implante rosqueado apresentou de modo geral estabilidade primária e distribuição de tensões comparável ao modelo comercial avaliado. O componente protético de poliacetal demonstrou superioridade em relação ao *o-ring* da Intra-Lock® quanto à força de retenção e apesar da maior deformação interna sofrida, sugere-se sua substituição após no mínimo 30 meses de uso da *overdenture*.

Palavras-Chave: Implantes Dentários. Design. Biomecânica. Tratamento de Superfícies. Osseointegração. Edentulismo. Prótese Mandibular. Retenção de Dentadura.

Abstract

VALENTE, M. L. C. **Development of two models of mini-implants and prosthetic components: macrostructure correlation and mechanical properties.** 2017. 109 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

Edentulism affects a large part of the world population, especially the elderly, generating loss of masticatory function, nutritional disorders, unfavorable esthetics and reduction of quality of life. As an alternative to these problems, overdentures implant retained have represented an efficient treatment modality for mandibular rehabilitation. Thus, the present study aimed to develop and evaluate the effectiveness of two models of dental mini-implants and a prosthetic component, retention caps for overdentures mini-implant retained. To do this, a total of 30 mini-implants (n=10) were used: Intra-Lock® System commercial model, experimental threaded and experimental helical. Both mini-implants developed in the study were made in Titanium Grade IV, in the dimensions of Ø 2.0 mm x 10 mm in length and submitted to a nanometric surface treatment. Their performance were compared to the commercial model selected for primary stability by means of insertion torque and pullout test and stress distribution using photoelastic and digital image correlation (DIC) methods. Axial and oblique punctiform loads (30° inclination of the model) were performed, with loads of 100 N for photoelasticity and 250 N axial and 100 N oblique for DIC. For the analysis of the prosthetic component, the fatigue strength test was used. 60 capsules (n=20): Polyacetal, Polytetrafluoroethylene (PTFE) and conventional O-ring (Intra-Lock®) were captured in pairs with acrylic resin and subjected to 3625 insertion/removal cycles, simulating 30 months of overdenture use. The internal and external deformation of the components was evaluated using an Optical Stereomicroscope. Data were submitted to ANOVA and Tukey's test ($\alpha=0.05$). The insertion torque (IT) and pullout test were statistically significant for all models ($p<0.05$), with IT being highest for the threaded mini-implant and maximum pulling force for the Intra-Lock® model. As for stress analysis by photoelasticity, it was generally observed that there were higher tensions in the middle and apical third of the mini-implants. The same pattern was observed for the DIC, but in this case, with significantly higher stresses ($p<0.05$) for the mini-implants threaded in the axial loading condition, no significant differences were found for the oblique ($p>0.05$). As for the analysis of prosthetic components, the polyacetal caps presented the highest retention ($p<0.05$), followed by o-ring and PTFE. Lower deformation was observed for o-ring ($p<0.05$) and greater internal deformation ($p<0.05$), after fatigue, for polyacetal. The threaded mini-implant generally showed primary stability and strain distribution comparable to the commercial model evaluated. The polyacetal prosthetic component showed superiority over the Intra-Lock® o-ring for the retention force and despite the greater internal deformation suffered, it is suggested to replace it after at least 30 months of overdenture use.

Keywords: Dental Implants. Design. Biomechanic. Surface Treatment. Osseointegration. Mandibular Prosthesis. Denture Retention.

1. Introdução

A ausência dental acomete com frequência os adultos, especialmente os idosos, em consequência a problemas de saúde bucal, como a doença cárie e periodontal, e fatores sociais (CAMPBELL et al., 2017), associados a costumes locais, valor atribuído aos dentes naturais e condições socioeconômicas. A prevalência do edentulismo é relativamente alta em países desenvolvidos como Canadá, Austrália e Nova Zelândia (PETERSEN et al., 2010; THOMSON et al., 2012; MARQUES et al., 2017), nos EUA, por exemplo, aproximadamente um terço dos indivíduos, com mais de 65 anos idade são edêntulos. No Brasil, as projeções indicam crescimento dessa condição nas próximas décadas (CARDOSO et al., 2016) e a nível global, estima-se que 38 milhões de pessoas necessitarão de uma ou duas próteses totais em 2020 (TURKYILMAZ; COMPANY; MCGLUMPHY, 2010; REISSMANN et al., 2017).

Diante desse contexto, dos elevados investimentos realizados pelo Estado em saúde pública curativa e das graves consequências que o edentulismo traz aos pacientes, como redução da eficiência mastigatória, desordens nutricionais, estética desfavorável e baixa qualidade de vida (AWAD et al., 2000; DE MARCHI et al., 2011; THOMASON et al., 2012; OH et al., 2016), existe urgência no desenvolvimento científico e tecnológico de tratamentos mais eficazes, simples, baratos e que atendam às necessidades de melhoria da saúde geral da população (ELANI et al., 2017).

A prótese total convencional tem sido considerada por muitos anos tratamento padrão para substituição da dentição natural ausente, porém, na mandíbula sua eficiência é reduzida. A reabsorção óssea acentuada aliada à dependência da mucosa suprajacente para suporte e retenção, dificulta a estabilidade da prótese inferior, gerando grande desconforto. Nesses casos, reabilitações com implantes são uma alternativa viável, pois melhoram significativamente a qualidade de vida, como vem sendo demonstrado em ensaios clínicos (HEYDECKE et al., 2003; ALLEN et al., 2006; AWAD et al., 2012; OH et al., 2016).

As duas principais opções de tratamento com implantes endósseos para edêntulos totais são as próteses fixas do tipo protocolo e as removíveis ou *overdentures* (HEYDECKE et al., 2003; FUEKI et al., 2007), com taxa de sucesso de no mínimo 95% para o rebordo mandibular e satisfação geral similarmente elevada para ambas modalidades de tratamento (OH et al. 2016). As *overdentures* mandibulares são mais econômicas financeiramente e apresentam eficácia comprovada por diversas investigações clínicas (AWAD; RASHID; FEINE, 2014; MANGANO et al., 2014; DE SOUZA et al., 2015). Suas vantagens levaram ao consenso de McGill, o qual recomenda o uso de sobredentaduras mandibulares retidas por dois implantes como padrão mínimo de cuidados para pacientes edêntulos (FEINE et al., 2002). Porém, em muitos casos, o rebordo mandibular estreito representa uma limitação para os implantes de diâmetro padrão. Os enxertos são comumente utilizados para

melhorar essa condição e viabilizar a instalação dos implantes, no entanto, estão associados a um risco aumentado de morbidade pós-operatória, principalmente em pacientes com comprometimento sistêmico. Além disso, o protocolo tradicional envolve uma série de traumatismos resultantes dos procedimentos cirúrgicos tais como abertura de retalho, sangramento, edema, dor, inflamação pós-operatória e reabsorção óssea (BECKER et al., 2009; BERTOSSI et al., 2013; TSOUKAKI et al., 2013; RIBEIRO et al., 2015).

Embora a prevalência de implantes dentários tenha aumentado, ainda é relativamente baixa. Muitos pacientes que necessitam de tratamento protodôntico não são capazes ou não estão dispostos a pagar mais caro, visto que as sobredentaduras custam mais do que as próteses completas convencionais. Além disso, o medo da cirurgia, seus efeitos colaterais, a longa duração do tratamento e o risco aumentado de complicações em pacientes geriátricos limitam a escolha dessa modalidade terapêutica (MUNDT et al., 2015).

Por tanto, o desenvolvimento de soluções mais simples, minimamente invasivas e de baixo custo tornou-se o foco das pesquisas com implantes. Os mini-implantes, por exemplo, foram originalmente propostos para tratamentos de transição e, atualmente, vêm sendo utilizados com frequência no suporte de *overdentures* mandibulares, com taxa de sobrevivência de 91 a 98% (OHKUBO et al., 2006; JOFRÉ et al., 2010; BIDRA; ALMAS, 2013; MUNDT et al., 2013; RIBEIRO et al., 2015; ELSYAD, 2016). Seu diâmetro reduzido, inferior a 3 mm, dispensa procedimentos de enxertia em rebordos com dimensão vestibulo-lingual reduzida, além disso, são mais simples do ponto de vista cirúrgico e menos onerosos para o paciente (ELSYAD et al., 2011; FLANAGAN; MASCOLO, 2011).

Cerca de 1300 sistemas de implantes estão disponíveis no mercado odontológico, podendo variar em forma, dimensão, material, superfície, topografia, molhabilidade, rosca e conexão protética (ABUHUSSEIN et al., 2010; RYU et al., 2014; SMEETS et al., 2016). Dentre essas variáveis, o design é um fator determinante para o sucesso do tratamento, capaz de aumentar a área de superfície, melhorar o embricamento mecânico, promover estabilidade primária e distribuir adequadamente as forças no tecido ósseo (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2000) criando condições favoráveis para a osseointegração (VELASCO et al., 2016). No entanto, devido a utilização recente dos mini-implantes, poucas são as pesquisas científicas que propõe análises mais aprofundadas de design.

Provavelmente, um dos aspectos mais importantes para a obtenção da osseointegração clinicamente é a estabilidade inicial ou travamento mecânico entre o osso e o implante, sem interação biológica. Esse processo é influenciado pela geometria, topografia e protocolo cirúrgico, que regulam a tensão aplicada no

tecido ósseo circunjacente, diretamente relacionada ao estresse interfacial e à força de fricção, expressa clinicamente como torque de inserção (COELHO; JIMBO, 2014).

Assim, dependendo do design e da instrumentação cirúrgica selecionada são gerados diferentes graus de fricção e interligação implante/osso, acarretando em maiores ou menores graus de torque de inserção, parâmetro clinicamente mensurável e proporcional à estabilidade primária (resistência à micro moção sob carga) (FREITAS et al., 2012; JIMBO et al., 2014; COELHO; JIMBO, 2014).

A introdução do titânio e suas ligas marcou uma nova era na implantodontia, onde a eliminação ou diminuição do espaço de tempo entre a instalação cirúrgica e a carga funcional é a principal razão para os avanços tecnológicos na área. A determinação de um modelo de implante ótimo para estabilidade atemporal no tecido ósseo (BONFANTE et al., 2013; YENIYOL et al., 2013; COELHO et al., 2015), continua sendo um desafio para pesquisas acadêmicas e industriais, visto que possibilitaria reabilitações orais em curto período de tempo, devolução das funções fisiológicas, qualidade de vida e melhora significativa nas condições de saúde geral (JIMBO et al., 2014; COELHO et al., 2015)

Poucos são os modelos de implantes e variações de biomateriais completamente caracterizados e compreendidos antes da sua comercialização (COELHO et al., 2009). A falta de uma abordagem sequencial e hierárquica, em pesquisas básicas e clínicas, na concepção de um novo modelo de implante ainda gera muitas lacunas científicas, desafiando cirurgiões dentistas e engenheiros a abordar a interação de parâmetros como macro, micro, nano geometria e técnica cirúrgica de forma ampla e objetiva (CHUNG et al., 2008; COELHO et al., 2009; COELHO et al., 2015)

Os implantes devem ser projetados com características específicas, capazes de promover ações celulares e melhorar a integração com o osso circundante. Além do design, a rigidez, molhabilidade, tratamento e rugosidade superficial também são críticos. Os tratamentos de superfície podem promover maior atividade osteogênica, acelerando a osseointegração e viabilizando a realização de carregamentos precoces (STADLINGER et al., 2012; JEONG; JEONG, 2016). Três tipos de células principais estão envolvidas neste processo, os osteoblastos, responsáveis pela osteogênese, as células epiteliais e os fibroblastos, que aderem ao componente transmucoso formando uma barreira e protegendo os tecidos ósseos subjacentes (HAMILTON et al., 2007; KUNZLER et al., 2007; MIAO et al., 2017).

Desde meados da década de 90 até os dias atuais foi demonstrado experimentalmente que a rugosidade em escala micrométrica, promovida por procedimentos de jateamento de areia, gravura com ácido, oxidação anódica e gravura a laser melhora e acelera a osseointegração,

pois o aumento da área de superfície promove maior adesão de fibras colágenas, resultando em mais locais de ligação celular e crescimento tecidual (ALBREKTSSON et al., 1981; VELASCO et al., 2016). No entanto, a modificação da superfície também pode alterar o desempenho mecânico dos implantes, diminuindo a integridade estrutural e reduzindo significativamente a resistência à fadiga (LEINENBACH; EIFLER, 2009; PAZOS; CORENGIA; SVOBODA, 2010; CLAROS et al., 2016).

As tendências atuais demonstram que características superficiais em nanoescala apresentam potencial para impulsionar o comportamento osteoblástico (WEBSTER; EJIOFOR, 2004; COELHO et al., 2015) e acelerar a osseointegração. Da perspectiva biomimética, uma nanoestrutura pode proporcionar uma topografia de superfície mais adequada para as funções celulares, uma vez que imita melhor a estrutura dos tecidos ósseos (LIAGN et al., 2017). Contudo, embora estudos de cultura celular *in vitro* tenham demonstrado os efeitos positivos desses tratamentos, uma abordagem isolada, sem considerar outros parâmetros como design e micro rugosidade, pode ser equivocada (JEMAT et al., 2015; MIAO et al., 2017).

Alguns dos tratamentos de superfície em escala nanométrica comercialmente disponíveis apresentam componentes como cálcio, fosfato e cerâmicos na sua composição, transformando a superfície de titânio biologicamente inerte em bioativa. Isso é realizado por meio de processos subtrativos seguidos de aditivos, como no caso do revestimento sol-gel, oxidação de micro arco, pulverização de plasma, deposição de laser pulsado e ataque ácido com tratamento alcalino (LE GUEHENNEC et al., 2007; CLAROS et al., 2016). O principal motivo para essas associações é promover rugosidade ótima, fixação mecânica e adicionar componentes importantes para a aderência de proteínas essenciais durante o processo de cicatrização óssea (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2009; ROSA et al., 2012).

A combinação do ataque ácido com tratamento alcalino, por exemplo, constitui uma forma eficaz de promover equilíbrio entre propriedades mecânicas e biológicas, desenvolvendo características micro e nanométricas na superfície do titânio. Neste caso, o ácido é responsável pela criação das micro porosidades e o tratamento alcalino, por formar características nanométricas, além de impulsionar a formação de uma camada de titanato de sódio sobre a qual a precipitação de hidroxiapatita é estimulada (BSAT et al., 2015; OLIVEIRA et al., 2015a; CLAROS et al., 2016).

Um protocolo cirúrgico menos invasivo, com reduzido número de fresas durante a preparação do orifício piloto também é benéfico para o processo de cicatrização (JIMBO et al., 2014; BULLON et al., 2015). A perfuração do tecido ósseo em várias etapas gera temperaturas significativamente maiores (BULLOCH et al., 2012), podendo levar a formação de uma zona

necrótica proporcional a quantidade de calor gerada. Além disso, a perfuração múltipla aumenta a remoção de tecido ósseo ao invés de promover seu deslocamento lateral, ideal para melhorar a estabilidade primária (MÖHLHENRICH et al., 2015).

Na presença de osso de baixa qualidade, alcançar a estabilidade ideal ainda representa um desafio para os clínicos, sendo muitas vezes necessário alterar o protocolo cirúrgico e adequar as características do design do implante às condições ósseas. Na técnica de subfresagem, por exemplo, a inserção é realizada em um orifício de diâmetro menor que o habitual, gerando forças de compressão ao longo da interface com o tecido ósseo e resultando em maior estabilidade (ABBOUD et al., 2015; DEGIDI; DAPRILE; PIATTELLI, 2015; KO et al., 2017). Esse método, facilita a técnica, reduz o tempo cirúrgico e a remoção de tecido ósseo, fator fundamental para a resposta cicatricial (MÖHLHENRICH et al., 2015; TOYOSHIMA et al., 2015).

Após a osseointegração, a combinação de fatores como design, topografia e tratamento de superfície deve ser capaz de proporcionar distribuição adequada das forças oclusais no tecido ósseo, por meio do longo eixo do implante e reduzir as cargas laterais e não axiais que geram concentração de tensões no terço cervical dos mesmos (ISHIGAKI et al., 2003; ZANATTA; DIB; GEHRKE, 2014). O grau de reabsorção óssea a nível marginal é um critério bastante utilizado para avaliar a taxa de sobrevivência dos implantes. De acordo com a literatura, durante o primeiro ano a perda de osso deve ser inferior a 1,5 mm e, posteriormente, 0,2 mm anuais (ZANATTA; DIB; GEHRKE, 2014). A manutenção dessa média ainda é um desafio para a implantodontia (DE FARIA ALMEIDA et al., 2014), por isso, estudos no campo da biomecânica têm sido realizados, a fim de propor novas alterações de design, avaliar as cargas oclusais e as propriedades dos materiais protéticos que promovam a preservação do tecido ósseo durante a aplicação de forças, bem como a funcionalidade a longo prazo das reabilitações implantossuportadas (GENG; TAN; LIU, 2001).

Os mini-implantes estão sujeitos a maiores tensões, devido sua menor área de superfície em contato com o osso circundante (SALLAM; KHEIRALLA; ALDAWAKLY, 2012; ELSYAD, 2016). Assim, para compensar o diâmetro reduzido e fornecer suporte adequado às próteses, seu comprimento deve ser tão longo quanto possível anatomicamente. Em contrapartida às maiores tensões geradas, a reabsorção óssea provocada pelos mini-implantes pode ser menor. A configuração em corpo único, com sistema bola, favorece a manutenção em altura do tecido ósseo, pois dificulta a colonização de micro-organismos (FLANAGAN; MASCOLO, 2011), comum em implantes padrão devido à presença de “gaps” entre os componentes protéticos (PITA et al., 2011; GURGEL-JUAREZ et al., 2012).

De acordo com a biomecânica (OZKIR; TERZIOGLU, 2012), a macro geometria é essencial (MOHAMMED et al., 2011) para evitar problemas relacionados à sobrecarga mecânica, como fratura óssea, do parafuso pilar, componentes protéticos, prótese, implante, além da reabsorção marginal ou peri apical e a falha completa da reabilitação (AGUIAR et al., 2012; DE CASTRO FERREIRA et al., 2012). Sendo assim, a realização de análises de distribuição de tensões é essencial para determinar as características do design frente ao desenvolvimento de um novo modelo.

Algumas das simulações que podem ser utilizadas para avaliar o desempenho biomecânico de um implante são a fotoelasticidade e correlação de imagens digitais (GEHRKE et al., 2016). A análise fotoelástica é um método laboratorial que avalia tensões bidimensionais através do uso de luz monocromática polarizada em modelos de resina, provendo uma visão geral do comportamento das tensões, demonstrando a qualidade, quantidade e distribuição das forças através de uma série de bandas coloridas (isocromáticas). Algumas limitações dessa técnica devem ser consideradas, como a não diferenciação entre o osso cortical e esponjoso, devido à característica sólida e isotrópica do modelo. No entanto, os resultados observados são úteis, pois o padrão de concentração de tensões não muda substancialmente da situação clínica real (AKÇA; FANUSCU; CAPUTO, 2008; ZAPAROLLI et al., 2017).

O método de correlação de imagens digitais (CID), embora mais recente, também é utilizado para avaliar a distribuição de tensões em materiais odontológicos, capaz de proporcionar um campo completo e detalhado das tensões geradas na superfície total do modelo em análise. Neste caso, através de câmeras e dispositivos de carregamento são capturadas imagens da deformação do implante, enquanto um *software* especializado é usado para calcular as tensões superficiais resultantes no modelo (TIOSSI, 2010; TIOSSI et al., 2017; PEIXOTO et al., 2017).

Além das características do implante, a seleção adequada dos componentes protéticos é essencial para o sucesso do tratamento. No caso das *overdentures* implato-suportadas, por exemplo, a conexão implante/prótese é realizada por meio de dispositivos esplintados, como barra/clip, utilizado quando a angulação dos implantes é muito discrepante ou não esplintados, que compreendem os sistemas esféricos, tipo bola, magnéticos, ERA®, Locator (EL-ANWAR et al., 2017). Estes, são indicados em situações de dimensão reduzida inter-arcs, sendo vantajosos quanto à higienização, facilidade de confecção e custo reduzido (KOBAYASHI et al., 2014).

Em geral, os mini-implantes são usinados com o sistema bola em corpo único. Do ponto de vista financeiro isso é vantajoso em relação aos implantes padrão, que requerem um sistema

de retenção específico (LEMOS et al., 2017). Para as *overdentures* retidas por mini-implantes, o sistema de escolha é o tipo bola/o-ring (DE SOUZA et al., 2015; RIBEIRO et al., 2015; CATALAN et al., 2016). Esses *attachments* possibilitam movimentos em diferentes direções, são de fácil inserção/remoção, higienização, manutenção, custo reduzido e independem da superestrutura da barra (CHOI et al., 2016; ELSYAD, ELHADDAD, KHIRALLAH, 2016).

A perda de retenção gradual e a necessidade de trocas periódicas são algumas das desvantagens dos o-rings, sobretudo em implantes não paralelos (CHAVES et al., 2016), comprometendo a biomecânica e sucesso das *overdentures* implanto retidas (KIM et al., 2015). Embora não existam estudos que especifiquem um valor mínimo de retenção para mini-implantes (SCEPANOVIC et al., 2012; MARYOD; ALI; SHAWKY, 2012; CATALÁN et al., 2016), um sistema de fixação ideal deve proporcionar resistência suficiente ao deslocamento vertical e baixo índice de forças laterais no implante durante a inserção e remoção da prótese (YANG, et al., 2011).

A capacidade de retenção dos dispositivos varia de acordo com cada sistema, sendo a complicação protética mais comumente relatada, o afrouxamento do mecanismo. Deformação plástica, desgaste e abrasão superficial são algumas das causas possíveis para esse problema, devido aos ciclos repetidos de remoção e inserção da prótese, localização e angulação dos implantes, altura do pilar, imersão da sobredentadura em produtos higienizadores, exposição a altas temperaturas e direção da força de tração nos testes de retenção (TEHINI et al., 2017).

Na tentativa de solucionar os problemas dos sistemas de fixação disponíveis no mercado odontológico, o desenvolvimento de produtos, utilizando materiais, equipamentos e técnicas que supram as dificuldades clínicas associadas às reabilitações orais, poderia proporcionar melhora significativa nas condições de saúde e qualidade de vida, particularmente do grupo de pacientes que dependem dessa modalidade de tratamento (FALCO; PATEL; FISHER, 2008; ROOHI et al., 2017).

O desenvolvimento de componentes, com capacidade de retenção variável, que usufruam o máximo das propriedades mecânicas de cada material pode representar uma solução viável. Os procedimentos dentários reabilitadores estão em constante desenvolvimento, uma razão para isso é o uso de materiais mais recentes com melhores propriedades de manipulação e aplicação de forma mais eficaz. Como resultado, várias técnicas têm sido descritas para auxiliar clínicos na obtenção de resultados previsíveis em procedimentos dentários reabilitadores. Assim, a realização de um planejamento detalhado associando conhecimentos médicos, cirúrgicos e protéticos é de grande importância para que propostas de novos materiais e tecnologias tenham sua efetividade avaliada.

Embora o uso de acessórios metálicos com *o-ring* para retenção de sobredentaduras seja estabelecido na literatura, as características dos biomateriais sintéticos demonstram vantagens na sua utilização (GABRIEL; NIEDERER; FREY, 2016), como elevada resistência química, minimizando a degradação causada pelo uso de soluções de limpeza de prótese e baixa adesão celular, que reduz a colonização de micro-organismos na superfície.

Com base nas evidências científicas demonstradas acima e procurando adequar esse estudo à política nacional de ciência, tecnologia e inovação, Lei nº 13.243, de 11 de Janeiro de 2016, que “dispõe sobre estímulos ao desenvolvimento científico, à pesquisa, à capacitação científica e tecnológica e à inovação”. O presente estudo teve como proposta, o desenvolvimento de novos modelos de mini-implantes dentários e um componente protético, cápsula de retenção para *overdentures* mini-implante retidas, com designs simplificados e estratégicos. A fim de facilitar a técnica cirúrgica, melhorar a função, reduzir custos e, dessa forma, viabilizar no futuro maior acesso a essa modalidade de tratamento, proporcionando melhora significativa na qualidade de vida dos pacientes edêntulos totais.

2. Proposição

2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral desse estudo foi propor o desenvolvimento/inação de mini-implantes dentários e componentes protéticos para fixação de *overdentures* mini-implante retidas.

2.1.1 Objetivos Específicos

2.1.1.1 Desenvolver dois novos designs de mini-implantes e comparar a efetividade dos mesmos com um modelo comercial por meio de:

- ✓ Quantificação da estabilidade primária, através de torque de inserção e ensaio de arrancamento;
- ✓ Realização de tratamento de superfície e caracterização morfológica dos mesmos através de microscopia eletrônica de varredura (MEV) e composição química (EDS);
- ✓ Análise da distribuição de tensões através de fotoelasticidade e correlação de imagens digitais

2.1.1.2 Desenvolver um modelo de componente protético para fixação de *overdentures* mini-implante retidas e comparar a efetividade dos mesmos por meio de:

- ✓ Ensaio de resistência à fadiga;
- ✓ Análise qualitativa e quantitativa da deformação através de estereomicroscópio óptico.

3. Material e Método

3.1 Material

3.1.1 Mini-implantes

Os dois mini-implantes desenvolvidos no estudo e patenteados através da Agência USP de Inovação (BR102016028989), foram confeccionados em parceria com a empresa Baumer S.A. (Mogi Mirim, São Paulo, Brasil) e Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo. O modelo comercial utilizado foi o MDL 2.010M da Intra-Lock® System (Flórida, Estados Unidos) (Figura 1).

Figura 1. Mini-implantes: a. Helicoidal; b. Rosqueado; c. Intra-Lock®

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.1.2 Componentes Protéticos

Os componentes protéticos, cápsulas de retenção para prótese do tipo *overdenture*, patenteados através da Agência USP de Inovação (BR102016028989) foram confeccionados na Oficina de Precisão da Prefeitura do *Campus* de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, a partir de dois materiais poliméricos: Politetrafluoretileno (PTFE) (Teflon®) e Poliacetal. O modelo comercial utilizado foi o DML - cápsula metálica com dispositivo retentor em silicone da Intra-Lock® System (Flórida, Estados Unidos) (Figura 2).

Figura 2. Componentes protéticos: a. PTFE; b. Poliacetal; c. Intra-Lock®

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2 Método

3.2.1 Confeção dos Mini-implantes

A partir da obtenção das dimensões do mini-implante MDL 2.010M da Intra-Lock® (Ø 2 mm por 10 mm de comprimento), através de um projetor de perfil modelo 6c, Nikon Corporation Instruments Company (Tokyo, Japão) foram definidas as dimensões dos dois modelos desenvolvidos no estudo, helicoidal e rosqueado. Com base nessas medidas e desenhos técnicos elaborados por profissionais especializados foi realizada a usinagem dos mini-implantes em barras cilíndricas (Ø 8 mm por 1000 mm de comprimento) de liga de Titânio com 6% de Alumínio e 4% de Vanádio (Ti 6Al-4V), recomendada para aplicações medicinais (ortopédicas ou odontológicas) (ASTM-F136).

O design proposto para o modelo helicoidal foi semelhante a uma broca, sem roscas e com chanfros helicoidais de passo longo, enquanto a inovação no design do mini-implante rosqueado consistiu na incorporação de 3 chanfros longitudinais e equidistantes.

3.2.2 Tratamento de Superfície

Após a usinagem, os mini-implantes experimentais foram lavados em aparelho de ultrassom Ultramet 2003 Sonic Cleaner da Buehler (Chicago, EUA) durante 7 minutos com água deionizada, seguidos de mais 7 minutos com acetona, secos com jato de ar e armazenados em recipiente inerte até o momento da aplicação do tratamento de superfície. A modificação superficial em escala nanométrica consistiu em ataque ácido, seguido de tratamento alcalino (OLIVEIRA, 2013), metodologia executada em parceria com o Departamento de Engenharia de Materiais (DEMA) da Universidade Federal de São Carlos (UFSCar). De acordo com o protocolo, os mini-implantes foram imersos em solução concentrada de H_3PO_4 (85%) e mantidos a 80° C durante 30 minutos e em sequência imersos em solução de NaOH (10 mol·L⁻¹) a 60° C durante 24 h (OLIVEIRA et al., 2015a,b; OLIVEIRA et al., 2016) (Figura 3).

Figura 3. Mini-implantes com tratamento de superfície: a. Rosqueado; b. Helicoidal

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2.2.1 Ataque Ácido

O ataque ácido foi realizado com ácido fosfórico-orto concentrado (H_3PO_4 conc.) a 85%. A solução foi mantida à uma temperatura de 80°C ($\pm 5^\circ\text{C}$), controlada com auxílio de termômetro e mantida em placa de aquecimento MA085 Marconi (Piracicaba, São Paulo, Brasil). Após a estabilização da temperatura, os mini-implantes foram imersos na solução ácida e o béquer recoberto para reduzir a volatilização do reagente durante o procedimento. Na sequência, as amostras foram submetidas ao tratamento alcalino.

3.2.2.2 Tratamento Alcalino

O tratamento alcalino consistiu em preparar 50 mL de solução de NaOH e transferi-la para um frasco de polietileno com tampa. Cada uma das amostras atacadas anteriormente com ácido foram mergulhadas na solução de NaOH. Uma estufa para secagem e esterilização MA033 Marconi (Piracicaba, São Paulo, Brasil) com ajuste de temperatura digital foi estabilizada a 60°C , os frascos contendo as amostras foram alocados no interior da mesma durante 24 horas.

3.2.3 Caracterização Físico-Química dos Mini-implantes

A caracterização do tratamento de superfície realizado nos mini-implantes foi feita por um microscópio eletrônico de varredura (MEV) Philips XL30-FEG-SEM (Massachusetts, EUA) e a análise qualitativa da composição química, via espectroscopia com energia dispersiva de raios-X (EDS) Oxford Link ISIS 300, acoplado ao MEV. Para isso, foram obtidas imagens em dois modos diferentes, SE (elétron secundário), que analisa alterações topográficas

nas amostras e BSE (elétron retro-espalhado), que analisa alterações ou flutuações de composição na superfície da amostra.

3.2.4 Quantificação da Estabilidade Primária

3.2.4.1 Preparo dos Cilindros Ósseos

O osso suíno pode ser considerado um substituto do osso maxilar e mandibular humano na análise da estabilidade primária de implantes, devido às características semelhantes de suas trabéculas e cortical (ROCHA, 2010 e PITHON; NOJIMA; NOJIMA, 2012). No estudo, a região de escolha para a confecção dos espécimes foi a cabeça do fêmur (elevada densidade), a fim de representar o 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 (Figura 4).

Figura 4. Osteotomia da cabeça do fêmur suíno para remoção do cilindro: a. Posicionamento da trefina; b. Trefina em ação; c. Remoção do cilindro ósseo

Fonte: Autoria própria.

Para evitar alterações das características ósseas em função do armazenamento em baixas temperaturas, as amostras foram removidas de fêmures suínos frescos, sendo a instalação dos mini-implantes realizada diariamente, de acordo com a demanda de ossos obtida no Frigorífico Casa de Carnes Santana (Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil). Um total de 30 cilindros ósseos, com dimensões de 10 mm de diâmetro por 20 mm de comprimento foram preparados (Figura 5).

Figura 5. a. Cilindro ósseo; b. Verificação do diâmetro; c. Verificação do comprimento (Ø 10 mm x 20 mm)

Fonte: Autoria própria.

Após o corte, as amostras foram envolvidas individualmente em gaze cirúrgica, embebidas em solução isotônica de cloreto de sódio, embaladas em sacos plásticos, para evitar o ressecamento das mesmas e armazenadas em refrigerador até a realização dos ensaios.

3.2.4.2 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 e o preparo do orifício foi realizado perpendicularmente, seguindo-se a sequência de fresas indicada pelo fabricante, para o modelo comercial da Intra-Lock® e protocolo cirúrgico específico, para os modelos experimentais, em função de cada design (Tabela 1).

Tabela 1. Protocolo cirúrgico para instalação dos mini-implantes

Mini-implante	Protocolo Cirúrgico
Mini-implante Intra-Lock®	Broca Lança Ø 2mm - perfuração de 10 mm
Mini-implante Helicoidal	Broca Lança Ø 2mm - perfuração de 10 mm
Mini-implante Rosqueado	Broca Lança Ø 2mm - perfuração de 1 mm*

*A broca lança foi utilizada apenas para romper a cortical óssea.

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 foram 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. Um total de 30 mini-implantes (n=10) foi inserido em 30 cilindros ósseos. 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).

Figura 6. a. Dispositivos para inserção; b. Cilindro ósseo posicionado; c. Mini-implante inserido

Fonte: Autoria própria.

3.2.4.3 Ensaio de Arrancamento

De acordo com 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 aferida por meio de uma Máquina Universal de Ensaio Emic DL-10000 (São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil) 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 havia um orifício para passagem do dispositivo de arrancamento, acoplado ao implante e confeccionado especificamente para o estudo (Figura 7). Esta peça foi fixada à base inferior da máquina universal de ensaios, por meio de uma morsa e o dispositivo de arrancamento, conectado à base móvel da mesma através de um pino.

Figura 7. Dispositivo de arrancamento

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

Após a fixação do conjunto à máquina foi aplicada uma força axial de tração com velocidade constante de 2 mm/min e célula de carga de 200 Kg. Em todos implantes foi utilizada 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. As variáveis avaliadas foram: Força máxima (N) e Rigidez relativa (N/mm).

3.2.5 Correlação de Imagens Digitais (CID)

3.2.5.1 Obtenção dos Modelos Mestres

Foram confeccionados seis modelos mestres em acrílico transparente no formato de bloco retangular, vertical e horizontal (Tabela 2).

Tabela 2. Distribuição dos mini-implantes de acordo com os modelos mestres

Modelo Mestre	Mini-implante
Modelo vertical (30 x 20 x 10 mm)	Helicoidal
	Rosqueado
	Intra-Lock®
Modelo horizontal (20 x 30 x 10 mm)	Helicoidal
	Rosqueado
	Intra-Lock®

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 análogos

do mini-implante comercial Intra-Lock® e os próprios mini-implantes 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 (Figura 8).

Figura 8. Modelo mestre em acrílico: a. Vertical; b. Horizontal

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2.5.2 Obtenção dos Modelos com Resina de Poliuretano

Para obtenção dos modelos em resina de poliuretano foram confeccionadas matrizes em silicone de duplicação, Borracha de Silicone Azul da Polglass (Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), 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. Para cada modelo foram manipulados 50 mL de silicone e 3,5 mL de catalisador. Após a homogeneização, a mistura foi vertida no interior da caixa e aguardou-se 24 horas para a presa do material e obtenção do molde com a representação exata do posicionamento dos mini-implantes (Figura 9).

Figura 9. Molde em silicone de duplicação: a. Vertical; b. Horizontal

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

Os mini-implantes foram encaixados na matriz de silicone e, em seguida, foi realizada 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). Após a mistura, durante 60 segundos, a mesma foi vertida no molde e o modelo removido depois da sua completa polimerização (30 minutos). Um total de 2 modelos, uma para cada mini-implante foram preparados.

3.2.5.3 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, 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.

A superfície do modelo a ser 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 10).

Figura 10. Modelo de resina de poliuretano pintado: a. Vertical; b. Horizontal

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

Dois modelos de aplicação de carga foram utilizados para produzir diferentes condições de carregamento: Axial - através de ponta simples, com o modelo vertical; Angulada - através de ponta simples, com o modelo horizontal posicionado na base de acrílico com angulação de 30° (Figura 11).

Figura 11. Base de acrílico com angulação de 30°

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

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 carga de 250 N e para a angulada 100 N, valores definidos previamente, 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 tiradas sucessivamente com frequência de 1 Hz (1 imagem/segundo) até que as cargas pré-determinadas fossem atingidas. As tensões horizontais (ϵ_{xx}), 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.

Para todas as simulações foi selecionada como área de interesse para comparação entre os diferentes grupos, a região do longo eixo dos mini-implantes (Figura 12).

Figura 12. Região de análise das tensões no modelo, longo eixo dos mini-implantes

Fonte: Autoria própria.

3.2.6 Análise Fotoelástica

3.2.6.1 Confeção dos Modelos Mestres

Foram confeccionados três 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 et al., 2017). Em cada um deles realizou-se uma perfuração central e perpendicular para a inclusão dos mini-implantes avaliados: Intra-Lock®, helicoidal e rosqueado, 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).

3.2.6.2 Confeção dos Modelos Fotoelásticos

Para obtenção dos modelos fotoelásticos foram confeccionadas matrizes em silicone de duplicação, Borracha de Silicone Azul da Polglass (Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), 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. Para cada modelo foram manipulados 50 mL de silicone e 3,5 mL de catalisador. Após a homogeneização, a mistura foi vertida no interior da caixa e aguardou-se 24 horas para a presa do material e obtenção do molde com a representação exata do posicionamento dos mini-implantes (Figura 13).

Figura 13. Confeção do molde em silicone de duplicação

Fonte: Autoria própria.

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 foi 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 aguardou-se 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 14).

Figura 14. Modelos fotoelásticos: a. Rosqueado; b. Helicoidal; c. Intra-Lock®

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2.6.3 Análise Qualitativa

Para realização das análises, os modelos fotoelásticos foram levados a um polariscópio de transmissão plana modelo FL200, G.U.N.T. Gerätebau GmbH (Barsbüttel, Alemanha) e uma câmera digital Cyber-shot DSC-HX100V, Sony (Tóquio, Japão) foi acoplada a um tripé posicionado em frente ao aparelho para o registro das situações de interesse. Para a aplicação da carga foi utilizada uma Máquina Universal de Ensaio EMIC-DL 10000 (São José dos Pinhais, São Paulo, Brasil). 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°).

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. As imagens obtidas foram analisadas visualmente e a intensidade e localização das tensões subjetivamente comparadas de acordo com a figura 15,

considerando-se que quanto maior o número e estreitamento das franjas, maior a tensão e concentração das mesmas.

Figura 15. Ordens de franja

Fonte: Zapparoli et al. (2017).

3.2.6.4 Análise Quantitativa

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

Figura 16. Pontos selecionados para análise quantitativa

Fonte: Autoria própria.

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 (Equação 1).

$$\tau = \frac{n \times K}{2 \times b}$$

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

3.2.7 Resistência à Fadiga dos Componentes Protéticos

3.2.7.1 Confeção dos Componentes Protéticos

40 cápsulas de retenção em material polimérico foram confeccionadas (n=20): Politetrafluoretileno (PTFE) e Poliacetal, com dimensões de Ø 4 mm por 3 mm de altura, a partir dos respectivos tarugos, usinados na Oficina de Precisão da Prefeitura do *Campus* de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo. Como padrão de comparação foram utilizadas 20 cápsulas metálicas com *o-ring* em silicone, DML; Intra-Lock® (Flórida, EUA) (Figura 17).

Figura 17. Modelo de cápsula polimérica desenvolvida

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2.7.2 Confeção da Matriz

Para simular a mandíbula foi confeccionada uma matriz (20 x 10 x 30 mm) em resina de poliuretano Axson (Socorro, São Paulo, Brasil), a partir de um modelo metálico, com os 2 mini-implantes da Intra-Lock® paralelos entre si e a uma distância de 25 mm um do outro (Figura 18).

Figura 18. a. Molde em silicone de duplicação da matriz metálica; b. Matriz em resina de poliuretano

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

3.2.7.3 Ensaio de Resistência à Fadiga

Considerando que os implantes não apresentavam inclinação (0°) e que a posição ideal recomendada para o posicionamento de componentes *o-ring* é determinada pela trajetória de inserção, perpendicular ao plano oclusal, a captura das cápsulas foi realizada com um delineador dental (Bioarte Dental Equipamentos Ltd, São Carlos, Brasil). A matriz de poliuretano foi posicionada na base horizontal do equipamento, as cápsulas adaptadas sobre os mini-implantes e capturadas aos pares com resina acrílica autopolimerizável Clássico Mercadorias Odontológicas Ltd. (São Paulo, São Paulo, Brasil), por meio de um dispositivo de teste aparafusado à haste do delineador, simulando a base interna de uma *overdenture* (Figura 19).

Figura 19. a. Dispositivo de teste; b. Cápsulas incluídas em resina acrílica

Fonte: Hermano Teixeira Machado.

Para simular os movimentos de inserção e remoção da *overdenture* e avaliar a força de retenção das cápsulas desenvolvidas foi utilizado um aparelho de teste de resistência à fadiga (RODRIGUES et al., 2009), cujo eixo de inserção/remoção coincide com a trajetória ideal de inserção da prótese. Para a realização do ensaio, a matriz e as bases de resina, foram fixadas no aparelho. Um total de 60 cápsulas foi ensaiado durante o estudo (n=20).

Foram realizados 3625 ciclos, simulando 30 meses de inserção e remoção da *overdenture*, com 4 ciclos completos/dia. O ensaio foi executado com 20 ciclos/min a uma velocidade constante (RODRIGUES et al., 2009). Os dados foram analisados em intervalos equivalentes a 0, 6, 12, 18, 24 e 30 meses que corresponderam à média aritmética de 10 ciclos consecutivos de inserção/remoção. A força necessária para cada ciclo foi registrada por um *software* de computador (Labview 8.0, National Instruments, Austin, TX, EUA) acoplado à célula de carga no aparelho de teste.

O conjunto mini-implante/cápsula ficou imerso durante todo o teste em água destilada a 37°C para simular as condições de temperatura encontradas no meio bucal.

A fim de avaliar a deformação dos componentes protéticos desenvolvidos comparada ao modelo *o-ring* comercial foi utilizado um estereomicroscópio óptico Discovery V20, Zeiss (Alemanha), sob aumento de 20 vezes. Dois métodos foram selecionados para análise quantitativa da deformação. No primeiro, obteve-se medidas horizontais internas e externas (CIH; CEH) e verticais internas e externas (CIV; CEV) dos componentes; e, no segundo, obteve-se medidas internas e externas do diâmetro (DI; DE) através da seleção de três pontos (Figura 20). As medições foram realizadas antes e após a realização do teste de resistência a fadiga.

Figura 20. Métodos de análise de deformação das cápsulas: a. Método 1; b. Método 2

Fonte: Autoria própria.

3.2.8 Análise Estatística dos Resultados

Verificada a normalidade do estudo através do teste estatístico Kolmogorov-Smirnov, prosseguiu-se a análise dos resultados com o teste ANOVA, seguido do teste de comparação de médias, Tukey, com nível de significância de 5%. Para analisar a correlação entre as variáveis força máxima e rigidez relativa no ensaio de arrancamento foi empregado o teste de correlação de Pearson "*p* de Pearson". Os resultados obtidos estão apresentados na sessão abaixo.

4. Resultados

4.1 Quantificação da Estabilidade Primária

4.1.1 Torque de Inserção (TI)

Os modelos de mini-implantes avaliados obtiveram significância estatística para a variável torque de inserção, com médias diferentes entre si ($p < 0,05$). O modelo rosqueado apresentou o maior valor de TI em relação ao Intra-Lock® ($p = 0,0005$) e helicoidal ($p = 0,0001$), respectivamente (Tabela 3).

Tabela 3. Média e desvio padrão (DP) do torque de inserção (N.cm) dos mini-implantes inseridos nos cilindros ósseos

Mini-implante	Média (DP)
Intra-Lock®	21,50 (2,42) ^A
Rosqueado	29,60 (5,38) ^B
Helicoidal	14,50 (3,69) ^C

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna.

4.1.2 Ensaio de Arrancamento

4.1.2.1 Força Máxima (N)

Para a variável ensaio de arrancamento (força máxima) também pôde ser verificada diferença significativa entre os grupos avaliados ($p < 0,05$). Maior média foi observada para o mini-implante Intra-Lock®, seguida do rosqueado $p = 0,0018$ e helicoidal ($p = 0,0001$) (Tabela 4).

Tabela 4. Média e desvio padrão (DP) da Força Máxima (N) dos mini-implantes inseridos nos cilindros ósseos

Mini-implante	Média (DP)
Intra-Lock®	259,01 (30,64) ^A
Rosqueado	218,70 (26,65) ^B
Helicoidal	40,10 (9,23) ^C

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna.

4.1.2.2 Rigidez Relativa (N/mm)

Para a variável ensaio de arrancamento (rigidez relativa) não foi observada significância estatística para os diferentes modelos de mini-implantes ($p=0,056$) (Tabela 5).

Tabela 5. Média e desvio padrão (DP) da Rigidez Relativa (N/mm) dos mini-implantes inseridos nos cilindros ósseos

Mini-implante	Média (DP)
Intra-Lock®	336,70 (36,26) ^A
Rosqueado	317,20 (29,72) ^A
Helicoidal	274,5 (64,55) ^A

*Letras maiúsculas iguais indicam semelhança estatística entre os implantes para a mesma coluna

4.1.2.3 Correlação entre Força Máxima (N) e Rigidez Relativa (N/mm)

A fim de verificar a correlação entre Força Máxima e Rigidez Relativa, no ensaio de arrancamento foi utilizada Correlação de Pearson.

De acordo com Pearson, valores:

1. $> 0,70$ para mais ou para menos indicam uma forte correlação.
2. $0,30$ a $0,70$ positivo ou negativo indicam correlação moderada.
3. 0 a $0,30$ indicam fraca correlação.

Esta análise demonstrou associações significativas entre as variáveis força máxima e rigidez relativa. Foi verificada forte correlação dentro do grupo dos mini-implantes convencionais ($r=0,8494$) e correlação moderada para a amostra completa, sem considerar os grupos individualmente ($r=0,54659$) (Tabela 6).

Tabela 6. Correlação entre Ensaio de Arrancamento Força Máxima e Rigidez Relativa

Mini-implante	r
Intra-Lock®	0,84941
Rosqueado	-0,15707
Helicoidal	0,13822
Correlação Geral	0,54659

4.2 Caracterização Físico-química dos mini-implantes

4.2.1 Morfologia da Superfície/Topografia (MEV)

As imagens obtidas com o microscópio eletrônico de varredura mostram as características da superfície após a realização do tratamento de superfície proposto. Foram obtidas imagens em diferentes ampliações para verificar a variação da topografia de acordo com as escalas de aumento.

4.2.1.1 Modo SE (elétron secundário)

No modo SE, considera-se a topografia das imagens analisadas. Para o mini-implante comercial, Intra-Lock®, que apresenta tratamento de superfície do tipo micro-jateado (Ossean®) foram realizadas análises nos seguintes aumentos 150 X, 1000 X e 20000X. Na figura 21 é possível observar em detalhes as macro e micro características do implante e da superfície. Na imagem b e c, observa-se um aumento da rugosidade da amostra devido ao processo de jateamento, que provocou esta alteração de maneira desordenada, desde a escala macro até micro da superfície do implante.

Figura 21. Imagens da superfície do mini-implante Intra-Lock® no modo SE (elétron secundário) em aumentos de: a. 150 X; b. 1000 X; c. 20000 X

Para os modelos de mini-implante desenvolvidos no estudo (rosqueado e helicoidal) foram realizadas análises em aumentos de 150, 1000, 10000 e 20000, devido à característica nanométrica do tratamento aplicado. Nas figuras 22 e 23 é possível verificar a formação de micro porosidades e nanotopografias.

Figura 22. Imagens da superfície do mini-implante rosqueado no modo SE (elêtron secundário) em aumentos de: a. 150 X; b. 1000 X; c. 10000 X e d. 20000 X

Figura 23. Imagens da superfície do mini-implante helicoidal no modo SE (elêtron secundário) em aumentos de: a. 150 X; b. 1000 X; c. 10000 X e d. 20000 X

Na figura 24, com aumento de 100000 vezes é visível a diferença de tamanho dos poros presentes na amostra Intra-Lock® e dos mini-implantes experimentais.

Figura 24. Imagens da superfície dos mini-implantes no modo SE (elétron secundário) sob aumento de 100.000 X: a. Intra-Lock®; b. helicoidal

4.2.1.2 Modo BSE (elétron retro-espalhado)

No modo BSE, são analisadas alterações ou flutuações de composição na superfície/volume da amostra. Para o mini-implante Intra-Lock® é possível observar na figura 25 alterações de composições na superfície em que as regiões mais escuras se referem à maiores concentrações de elementos com menores massas atômicas, tais como, Cl, Na e Ca; encontrados na microanálise da composição química via EDS.

Figura 25. Imagens da superfície do mini-implante Intra-Lock® no modo BSE (elétron retro-espalhado) em dois aumentos: a. 150 X; b. 1000 X

Para ambos modelos de mini-implante desenvolvidos no estudo (rosqueado e helicoidal) é possível observar por meio das figuras 26 e 27 que o tratamento da superfície alterou de maneira homogênea a superfície sem causar flutuações composicionais. A composição médiapode ser considerada ao redor dos resultados obtidos com a microanálise via EDS na região com magnificação de 10000 X.

Figura 26. Imagens da superfície do mini-implante rosqueado no modo BSE (elétron retro-espalhado) em três aumentos: a. 150 X; b. 1000 X; c. 10000 X

Figura 27. Imagens da superfície do mini-implante helicoidal no modo BSE (elétron retro-espalhado) em três aumentos: a. 150 X; b. 1000 X; c. 10000 X

4.2.2 Composição Química (EDS)

A microanálise por espectroscopia com energia dispersiva de raios-X (EDS) foi realizada em cada uma das amostras, no modo BSE (elétron retro-espalhado), sob aumento de 10000 X. Os resultados (Gráficos 1 a 3) (Tabelas 7 a 9) revelaram presença de elementos nominais e contaminantes provenientes do ataque ácido. O tratamento alcalino causou a incorporação de sódio às superfícies e inesperadamente a incorporação do elemento cálcio.

Gráfico 1. Composição química (EDS) do mini-implante Intra-Lock® **Tabela 7.** Quantificação dos elementos (EDS), mini-implante Intra-Lock®

Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
C	22,07	44,15
O	13,44	20,19
F	1,91	2,41
Na	1,02	1,06
Al	3,02	2,69
Si	0,38	0,32
S	0,19	0,14
Cl	0,22	0,15
Ca	0,30	0,18
Ti	54,52	27,35
V	2,25	1,06
Fe	0,69	0,30
Total	100,00	100,00

Gráfico 2. Composição química (EDS) do mini-implante rosqueado

Tabela 8. Quantificação dos elementos (EDS), mini-implante rosqueado

Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
O	41,05	64,75
Na	3,55	3,90
Al	5,14	4,81
Cl	0,27	0,19
Ca	0,55	0,35
Ti	47,89	25,23
V	1,55	0,77
Total	100,00	100,00

Gráfico 3. Composição química (EDS) do mini-implante helicoidal **Tabela 9.** Quantificação dos elementos (EDS), mini-implante helicoidal

Elemento	Porcentagem em Peso (Wt%)	Porcentagem Atômica (At%)
O	30,97	54,78
Na	3,77	4,64
Al	4,44	4,66
Cl	0,10	0,08
Ca	0,27	0,19
Ti	58,76	34,71
V	1,70	0,94
Total	100,00	100,00

4.3 Correlação de Imagens Digitais (CID)

A análise da distribuição de tensões através da CID foi realizada com base na avaliação qualitativa, comparação entre as imagens obtidas e quantitativa das tensões geradas ao longo de todo comprimento dos mini-implantes. Para reprodutibilidade do método foram realizadas três repetições de carregamento para cada modelo (Intra-Lock®, rosqueado e helicoidal) e situação (axial e angulada).

4.3.1 Carregamento Puntiforme Axial (250 N)

As tensões de compressão e tração encontradas na região de análise selecionada, longo eixo dos mini-implantes (Intra-Lock®, rosqueado e helicoidal) estão ilustradas na figura 28 e gráfico 4. De modo geral, pode-se observar qualitativamente que todos mini-implantes apresentaram predominância de tensões de tração (cores variando do amarelo ao vermelho), principalmente no terço médio e apical, a partir do quarto milímetro. Tensões de compressão (cores variando do verde ao azul) podem ser observadas no terço cervical, primeiros 3 mm (Figura 28), situação confirmada pelo gráfico 4.

Figura 28. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme axial de 250 N nos mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Rosqueado; c. Helicoidal

Gráfico 4. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para os mini-implantes ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme axial (250 N)

A análise quantitativa revelou concentração de tensões significativamente diferentes na região do terço apical dos mini-implantes ($p < 0,05$) (Tabela 10). Na altura de 8 mm verificou-se diferença entre o modelo Intra-Lock® e rosqueado ($p = 0,0343$) com maior média para o mini-implante rosqueado. O mesmo padrão ocorreu na altura de 9 e 11 mm onde o rosqueado também apresentou média significativamente maior em relação ao Intra-Lock® ($p = 0,0120$ e $p = 0,0324$, respectivamente). Em 10 mm houve diferença entre os três grupos ($p < 0,05$), onde a média do rosqueado foi maior que a do Intra-Lock® ($p = 0,0008$) e helicoidal ($p = 0,028$).

Tabela 10. Média, desvio padrão (DP) das tensões horizontais (ϵ_{xx}) ao longo do terço apical (8-11 mm) dos mini-implantes, durante o carregamento axial (250 N)

Altura (mm)	Tensões horizontais (ϵ_{xx})		
	Intra-Lock®	Rosqueado	Helicoidal
8	167,88 (22,93) ^A	370,82 (125,29) ^B	261,7 (12,44) ^{AB}
9	246,85 (35,61) ^A	424,37 (26,23) ^B	325,72 (75,57) ^{AB}
10	216,00 (57,02) ^A	490,70 (26,06) ^A	356,44 (50,02) ^C
11	243,26 (87,85) ^A	470,49 (38,53) ^B	381,75 (102,93) ^{AB}

*Letras maiúsculas diferentes para a mesma linha indicam significância estatística

4.3.2 Carregamento Puntiforme Angulado (100 N)

As tensões de compressão e tração encontradas na região de análise selecionada, longo eixo dos mini-implantes (Intra-Lock®, rosqueado e helicoidal) estão ilustradas na figura 29 e no gráfico 5.

Figura 29. Tensões horizontais (ϵ_{xx}) determinadas após o carregamento puntiforme angulado de 100 N nos mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Rosqueado; c. Helicoidal

Gráfico 5. Distribuição das tensões horizontais (ϵ_{xx}) para os mini-implantes ao longo da altura vertical do modelo (mm), durante o carregamento puntiforme angulado (100 N)

Para esta situação de análise, carregamento puntiforme de 100 N com o modelo inclinado em 30°, não foi observada evidência estatística ($p > 0,05$) entre os diferentes modelos de mini-implantes quando analisadas as médias de tensão ao longo do comprimento dos mesmos (Tabela 11).

Tabela 11. Média, desvio padrão (DP) das tensões horizontais (ϵ_{xx}) ao longo do terço apical (8-11 mm) dos mini-implantes, durante o carregamento angulado (100 N)

Altura (mm)	Tensões horizontais (ϵ_{xx})		
	Intra-Lock®	Rosqueado	Helicoidal
8	375,23 (76,96) ^A	-204,54 (107,93) ^A	-226,56 (35,79) ^A
9	-235,57 (138,49) ^A	-111,26 (46,08) ^A	-252,66 (71,95) ^A
10	-144,69 (149,59) ^A	-121,66 (6,79) ^A	-180,87 (108,83) ^A
11	-136,02 (15,87) ^A	-77,63 (44,68) ^A	-143,87 (86,82) ^A

*Letras maiúsculas diferentes para a mesma linha indicam significância estatística

4.4 Análise Fotoelástica

4.4.1 Análise Qualitativa e Quantitativa

Na figura 30 é possível observar as tensões geradas nos mini-implantes com a aplicação da carga axial de 100 N. No terço cervical observa-se franjas de ordem 0 (pontos 1-2 e 8-9), demonstrando um predomínio de baixas tensões nessa região. No terço médio, maior tensão foi encontrada para os modelos rosqueado e helicoidal, ordem de franja 2 (ponto 6). No terço apical (ponto 5), as tensões foram semelhantes em todos os mini-implantes, ordem 1,2 (Figura 30) (Tabela 12).

Figura 30. Mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Rosqueado; c. Helicoidal, após aplicação da carga axial de 100 N

Tabela 12. Ordem de franja (N) e Tensão (kPa) dos mini-implantes nos pontos analisados, após aplicação de carga axial de 100 N

Pontos Analisados	Intra-Lock®		Rosqueado		Helicoidal	
	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão
1	0,539	80,2	0,264	39,3	0,292	43,4
2	0,683	101,6	0,500	74,4	0,472	70,2
3	1,033	153,7	0,744	110,7	0,742	110,3
4	1,178	175,2	0,989	147,1	0,783	116,5
5	1,250	185,9	1,233	183,5	1,228	182,6
6	0,772	114,9	1,156	171,9	1,128	167,8
7	0,628	93,4	0,842	125,2	0,828	123,1
8	0,500	74,4	0,600	89,3	0,567	84,3
9	0,353	52,5	0,419	62,4	0,406	60,3

Na figura 31 é possível observar as tensões geradas nos mini-implantes com a aplicação da carga angulada (inclinação de 30° do modelo) de 100 N.

Figura 31. Mini-implantes: a. Intra-Lock®; b. Rosqueado; c. Helicoidal, após aplicação da carga angulada (inclinação de 30° do modelo) de 100 N

De um modo geral a predominância de tensões ocorreu no lado oposto à aplicação da carga. No terço cervical (pontos 1-2), tensões maiores foram observadas para os modelos Intra-Lock® e helicoidal. No terço médio (pontos 3-4), as tensões foram similares para todos os mini-implantes, ordem de franja 2. No terço apical (ponto 5), a maior tensão foi observada no modelo helicoidal (Figura 31) (Tabela 13).

Tabela 13. Ordem de franja (N) e Tensão (kPa) dos mini-implantes nos pontos analisados, após aplicação de carga angulada de 100 N

Pontos Analisados	Intra-Lock®		Rosqueado		Helicoidal	
	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão	Ordem de Franja	Tensão
1	1,672	248,7	1,256	186,8	2,000	297,5
2	2,006	298,3	1,689	251,2	2,428	361,1
3	1,083	161,1	1,228	182,6	1,061	157,8
4	1,356	201,6	1,533	228,1	1,347	200,4
5	1,261	187,6	1,044	155,4	1,522	226,4
6	0,347	51,6	0,233	34,7	0,703	104,5
7	0,183	27,3	0,106	15,7	0,531	78,9
8	0,394	58,7	0,417	62,0	0,367	54,5
9	0,411	61,2	0,472	70,2	0,333	49,6

4.5 Análise de Resistência à Fadiga dos Componentes Protéticos

Os diferentes materiais testados cápsula Intra-Lock®, poliacetal e politetrafluoretileno (PTFE) apresentaram diferenças significativas ($p < 0,05$) quanto à força de retenção. A cápsula de poliacetal obteve a maior média em todos os tempos de análise (0-30 meses), seguida da Intra-Lock® e de PTFE ($p < 0,05$). No entanto, a interação com o tempo não foi significativa ($p = 0,071$) (Tabela 14) (Gráfico 6).

Tabela 14. Média, desvio padrão (DP) da força de retenção (N) ao longo do tempo (meses)

Tempo (meses)	Força de Retenção (N)		
	Intra-Lock®	Poliacetal	PTFE
0	16,11 (4,17) ^A	18,23 (3,74) ^B	6,63 (1,68) ^C
6	13,80 (2,28) ^A	22,15 (4,84) ^B	5,59 (1,15) ^C
12	13,72 (2,45) ^A	22,85 (4,91) ^B	5,47 (1,14) ^C
18	13,17 (2,73) ^A	23,61 (5,35) ^B	5,48 (1,15) ^C
24	13,22 (2,35) ^A	23,58 (5,86) ^B	5,42 (1,11) ^C
30	13,09 (2,55) ^A	23,79 (6,25) ^B	5,42 (1,21) ^C

*Letras maiúsculas diferentes na mesma linha indicam significância estatística

Gráfico 6. Força de retenção (N) das cápsulas em função do tempo (meses)

4.5.1 Análise da deformação (Estereomicroscópio Óptico)

A deformação dos diferentes materiais das cápsulas foi analisada através de estereomicroscópio óptico antes e após o teste de resistência à fadiga. Para o método de análise 1, os resultados das medidas horizontal e vertical, interna e externa revelaram diferenças significativas entre os materiais utilizados ($p < 0,05$). De acordo com as medidas CIH e CIV, as cápsulas Intra-Lock® apresentaram a menor deformação, seguida do poliacetal e PTFE ($p < 0,05$), não foram observadas diferenças significativas entre poliacetal e PTFE em relação ao CEH e CEV ($p = 0,813$ e $p = 0,793$, respectivamente) (Tabela 15).

Tabela 15. Média, desvio padrão (DP) da deformação (mm) no método 1

Cápsula	Método 1			
	CIH	CEH	CIV	CEV
Intra-Lock®	1,30 (0,05) ^A	3,82 (0,07) ^A	1,31 (0,06) ^A	3,83 (0,09) ^A
Poliacetal	1,61 (0,30) ^B	4,47 (0,17) ^B	1,62 (0,31) ^B	4,51 (0,13) ^B
PTFE	1,75 (0,05) ^C	4,49 (0,15) ^B	1,73 (0,08) ^C	4,45 (0,30) ^B

* Letras maiúsculas iguais na mesma coluna indicam semelhança estatística.

O método de análise 2 mostrou resultados semelhantes, onde as cápsulas Intra-Lock® apresentaram a menor deformação ($p < 0,05$), não sendo observadas diferenças significativas entre poliacetal e PTFE para DE ($p = 0,947$) (Tabela 16).

Tabela 16. Média, desvio padrão (DP) da deformação (mm) no método 2

Cápsula	Método 2	
	DI	DE
Intra-Lock®	1,31 (0,05) ^A	3,84 (0,07) ^A
Poliacetal	1,63 (0,32) ^B	4,53 (0,14) ^B
PTFE	1,73 (0,07) ^C	4,54 (0,13) ^B

* Letras maiúsculas iguais na mesma coluna indicam semelhança estatística.

Quando analisada a influência do tempo antes e depois da realização do ensaio de fadiga na deformação, verificou-se diferenças significativas apenas para o poliacetal, com maior deformação interna após o experimento ($p < 0,05$) (Tabelas 17 e 18) (Gráfico 7).

Tabela 17. Média, desvio padrão (DP) da deformação (mm) de cada material antes e depois da fadiga

Material	Tempo	Método 1			
		CIH	CEH	CIV	CEV
Intra-Lock®	Antes	1,29 (0,03) ^A	3,81 (0,09) ^A	1,28 (0,03) ^A	3,81 (0,10) ^A
	Depois	1,32 (0,05) ^A	3,83 (0,06) ^A	1,33 (0,07) ^A	3,85 (0,07) ^A
Poliacetal	Antes	1,47 (0,35) ^A	4,46 (0,15) ^A	1,49 (0,36) ^A	4,51 (0,11) ^A
	Depois	1,75 (0,15) ^B	4,48 (0,18) ^A	1,76 (0,17) ^B	4,52 (0,15) ^B
PTFE	Antes	1,72 (0,05) ^A	4,46 (0,16) ^A	1,69 (0,06) ^A	4,39 (0,39) ^A
	Depois	1,78 (0,03) ^A	4,51 (0,15) ^A	1,77 (0,06) ^A	4,51 (0,15) ^A

* Letras maiúsculas iguais para o mesmo material (antes e depois) indicam semelhança estatística.

Tabela 18. Média, desvio padrão (DP) da deformação (mm) de cada material antes e depois da fadiga

Material	Tempo	Método 2	
		DI	DE
Metal	Antes	1,29 (0,03) ^A	3,83 (0,08) ^A
	Depois	1,34 (0,04) ^A	3,85 (0,06) ^A
Poliacetel	Antes	1,48 (0,40) ^A	4,52 (0,10) ^A
	Depois	1,79 (0,04) ^B	4,54 (0,17) ^A
PTFE	Antes	1,70 (0,06) ^A	4,52 (0,12) ^A
	Depois	1,76 (0,06) ^A	4,56 (0,13) ^A

* Letras maiúsculas iguais para o mesmo material (antes e depois) indicam semelhança estatística.

Gráfico 7. Deformação (mm) da cápsula de poliacetal após o ensaio de resistência à fadiga

O componente tipo bola dos mini-implantes ensaiados não sofreu deformação significativa após o teste de resistência à fadiga ($p > 0,05$).

As imagens das cápsulas obtidas através de estereomicroscópio óptico, sob aumento de 20 X, antes e após o ensaio de resistência à fadiga podem ser observadas abaixo (Figuras 32 a 34).

Figura 32. Cápsulas Intra-Lock®: a. antes; b. após o ensaio de fadiga

Figura 33. Cápsulas Poliactéal: a. antes; b. após o ensaio de fadiga

Figura 34. Cápsulas PTFE: a. antes; b. após o ensaio de fadiga

5. Discussão

O edentulismo constitui um problema a nível global, comum entre adultos de todas as idades e com prevalência maior entre os idosos. A magnitude do comprometimento da condição mastigatória e consequente qualidade de vida relacionada à perda dental, depende do número de dentes faltantes, o que influencia negativamente as escolhas alimentares e o convívio social desses indivíduos, principalmente quando a zona afetada é a estética (REISSMANN et al., 2017).

Várias são as opções de tratamento para o edentulismo parcial ou total incluindo as próteses convencionais e implantossuportadas. No entanto, pacientes que fazem uso de próteses totais convencionais, em particular as mandibulares, estão sujeitos a mobilidade, diferenças no fluxo salivar, alterações na função sensorial oral e força de mordida, taxa elevada de reabsorção óssea residual, além de problemas funcionais relacionados à dificuldade mastigatória, fonética e desarmonia estética. Diante desse contexto, a perspectiva de qualidade de vida melhor após a terapia com implantes é um fator significativo na escolha do tratamento (ABRAHAM, 2014; ALZAREA, 2017).

Os implantes também estão associados a alguns problemas como custo inicial elevado, tratamento mais invasivo e prolongado, sendo o procedimento cirúrgico uma limitação para muitos pacientes (DE SOUZA et al., 2015). Como alternativa a essas dificuldades surgiram os mini-implantes, utilizados atualmente para estabilização protética, embora ainda sejam pouco explorados na literatura científica, com limitadas variações de design em relação aos implantes de diâmetro padrão. Em decorrência disso, propôs-se no presente estudo o desenvolvimento e inovação de mini-implantes dentários e componentes protéticos, bem como a avaliação dos mesmos frente a análises físico-mecânicas e morfológicas, a fim de minimizar as barreiras relacionadas às reabilitações orais com sobredentaduras implantossuportadas e ampliar o acesso da população a essa modalidade terapêutica.

Os implantes auto rosqueantes, assim como o modelo comercial da Intralock®, selecionado como padrão de comparação no presente estudo, foram a princípio desenvolvidos para aumentar a fixação inicial, extensão superficial para proliferação celular e ancoragem secundária. Mais tarde, foram criados os modelos auto perfurantes, cuja funcionalidade de corte se restringe à porção inferior e apical do implante, a fim de facilitar a inserção e melhorar a estabilidade primária (WU et al., 2012; JIMBO et al., 2014).

Esses modelos são viáveis em situações de carregamento imediato e regiões ósseas de baixa densidade, pois a presença de chanfros ou arestas cortantes no terço apical facilita a técnica cirúrgica e eleva a taxa de sobrevivência dos mesmos (MARKOVIĆ et al., 2013;

DA COSTA VALENTE, et al., 2016; VALENTE et al., 2017). Em contrapartida, estudos (WU et al., 2012; JIMBO et al., 2014; HEREKAR et al., 2014) demonstram redução significativa no torque de inserção com a presença de chanfros, segundo eles, devido à perda de atrito, diminuição da compressão com o tecido ósseo e aumento da força de cisalhamento.

Dessa forma, o desafio do presente estudo no desenvolvimento e inovação do design do mini-implante rosqueado consistiu em unir as vantagens da presença de roscas e arestas cortantes em toda a extensão longitudinal sem prejudicar a estabilidade primária, transformando-o em um dispositivo auto-perfurante, que apresenta função de fresa, facilita a técnica cirúrgica, diminui a manipulação tecidual, favorece a retenção e proliferação celular ao longo de sua superfície e melhora a estabilidade inicial, sem prejudicar a distribuição de forças diante da aplicação de cargas (DA COSTA VALENTE, et al., 2016; VALENTE et al., 2017).

Quando comparados os três designs de mini-implantes: Intra-Lock®, rosqueado e helicoidal, quanto à estabilidade primária, observou-se que o modelo rosqueado apresentou torque de inserção significativamente superior ($p < 0,05$) ao Intra-Lock® e helicoidal, respectivamente. Isso pode ser atribuído às características da sua macro geometria externa, com presença de arestas longitudinais cortantes. Apesar de alguns autores relacionarem a presença de chanfros à redução do torque de inserção (JIMBO et al., 2014), os resultados deste estudo e de análises anteriores (DA COSTA VALENTE et al., 2016) mostram vantagens importantes em decorrência desse design, como diminuição da geração de calor, tempo de operação, número de instrumentos cirúrgicos e ótimo torque de inserção (WU et al., 2012).

O design do modelo rosqueado desenvolvido é exclusivo, uma vez que promove o corte em toda a extensão longitudinal do mini-implante e não se restringe apenas ao terço apical, como na maioria dos implantes auto perfurantes. Isso, promove um corte contínuo ao longo do tecido ósseo e equilibra a liberação de tensões durante a inserção, contrário ao que ocorre nos modelos tradicionais, onde o torque de inserção varia durante a instalação cirúrgica (HALLDIN et al., 2011; JIMBO et al., 2014).

Além disso, tal conformação macro geométrica viabilizou a inserção com perfuração mínima do tecido ósseo, de 1 mm, apenas para o rompimento da camada cortical. Este protocolo, representaria vantagens significativas para o processo de cicatrização, afetado significativamente pela ação das brocas, em função de sua velocidade de rotação, capacidade de corte, carga aplicada, diâmetro, tempo de perfuração e irrigação (MÖHLHENRICH et al., 2015). Um torque de inserção superior a 35 N.cm é considerado satisfatório para a carga imediata em implantes de diâmetro padrão. No estudo, os mini-implantes Intra-Lock® e

rosqueado apresentaram torques de 21,50 e 29,60 N.cm, respectivamente, o que não indicaria o carregamento imediato dos mesmos. Já o mini-implante helicoidal apresentou um baixo torque de inserção, de 14,50 N.cm, o que poderia levar ao insucesso do tratamento de acordo com estudo realizado por Mundt et al. (2016), que consideram um torque inferior a 15 N.cm fator de exclusão para a reabilitação com *overdentures*.

Outro fator que contribui significativamente para a estabilidade primária é o tipo de protocolo cirúrgico empregado, embora as variáveis macro geométricas e superficiais dos implantes ainda sejam as mais investigadas em relação à forma como afetam a estabilidade temporal. Estudos recentes (GALLI et al., 2015; SARENDRANATH et al., 2015; YENIYOL et al., 2013; LAHENS et al., 2016) apontaram que a osseointegração pode ser acelerada através de alterações na sequência do protocolo de perfuração, velocidade da fresa e design (COELHO et al., 2015; MÖHLHENRICH et al., 2015).

A conformação de broca, com apenas duas roscas de passos longos foi dada aos mini-implantes helicoidais com o objetivo de alterar o protocolo cirúrgico e não usar fresas na preparação prévia do tecido ósseo, tornando a técnica mais simples, acessível aos cirurgiões dentistas e benéfica ao processo de cicatrização (BULLON et al., 2015), visto que a confecção do orifício em várias etapas gera elevadas temperaturas (BULLOCH; OLSEN; BULLOCH, 2012) e zonas necróticas adjacentes proporcionais à quantidade de calor gerada. Além disso, a perfuração múltipla aumenta a remoção de tecido ósseo, ao passo que o ideal para a estabilidade primária é o deslocamento lateral e a compactação do osso (MÖHLHENRICH et al., 2015).

Porém, a ausência de um número maior de roscas, com passo menor entre elas contribuiu significativamente para o desempenho mecânico reduzido dos mini-implantes helicoidais. Isso porque, dentre as variáveis de um projeto de implante, o passo tem importante efeito na estabilidade, aumentando a área de superfície (STEIGENGA et al., 2003). Akkocaoglu et al. (2005) descobriram que um passo menor (0,8 mm) e um aumento da compactação das roscas, podem diminuir o grau de micro movimento no osso (MA et al., 2014).

Além do torque de inserção, amplamente empregado na prática clínica, outros métodos são necessários para obter resultados mais confiáveis quanto a estabilidade primária. Em análises *in vitro* ou *ex vivo* o ensaio de arrancamento é capaz de avaliar a resistência dos implantes ao deslocamento vertical (força máxima), em associação às características do design e material de inserção (rigidez relativa). Wegmann et al. (2013), Helgeson et al. (2013) e Valente et al. (2015) verificaram a correlação positiva entre esses dois métodos e a validade dos mesmos para avaliar a estabilidade primária e desempenho mecânico de implantes.

Embora o ensaio de arrancamento tenha revelado redução da força máxima para o modelo rosqueado ela não é considerada relevante para a estabilidade primária. Segundo Barbosa et al. (2012), embora tal método seja importante na ponderação da estabilidade primária de parafusos, sozinho ele não é um indicador absoluto. Além disso, uma força de 218,7 N é elevada o suficiente para garantir a fixação no tecido ósseo, como mostram estudos realizados com mini-implantes ortodônticos, onde os autores relatam que valores entre 109 a 139 N (WU et al., 2011); 170 a 192 N (GRACCO et al., 2012) e 13,5 a 61 N (YASHWANT et al., 2017) são suficientes para promover estabilização.

Para o mini-implante helicoidal a conformação do design diminuiu significativamente a superfície de contato e as forças de atrito do implante com o tecido ósseo circundante, reduzindo a resistência ao arrancamento (40,10 N) (BULLOCH; OLSEN; BULLOCH, 2012; JIMBO et al., 2014; BULLON et al., 2015). Outro fator, citado anteriormente, que pode ter contribuído para esta redução foi a ausência de condensação óssea lateral durante a instalação cirúrgica, provavelmente devido ao número insuficiente de roscas e a formação de câmaras vazias entre o implante e tecido ósseo (MÖHLHENRICH et al., 2016).

Alguns estudos pré-clínicos demonstraram que a segunda via de osseointegração diz respeito a um cenário oposto ao travamento mecânico ideal, quando ocorre formação de espaços vazios entre o implante e as paredes ósseas preparadas (BERGLUNDH et al., 2003). Segundo os autores, estes espaços, geralmente referidos como câmaras de cura, são preenchidos com coágulo de sangue imediatamente após a instalação cirúrgica e, apesar de não contribuir para a estabilidade primária é um fator fundamental para a estabilidade secundária (LEONARD et al., 2009; COELHO et al., 2010; COELHO; JIMBO, 2014).

Embora esses relatos sugiram que a presença de um design com câmaras favoreça a formação de coágulos sanguíneos e, conseqüentemente a estabilidade secundária, mesmo na presença de um torque de inserção baixo, como no caso dos mini-implantes helicoidais testados, não é possível fazer essa afirmação para o presente estudo, devido ao caráter *ex vivo*, sendo necessária a realização de um estudo *in vivo* para a confirmação dessa hipótese.

A fim de viabilizar a realização de tais análises no futuro e permitir uma comparação mais fiel e reprodutível entre os mini-implantes propostos e o modelo comercial testado, optou-se pela realização do tratamento de superfície com característica nanométrica dos mesmos. As análises de MEV realizadas no modo SE (elétron secundário), mostraram que o ataque ácido (H_3PO_4) seguido de tratamento alcalino (NaOH) promoveu a formação de micro porosidades e nanotopografias de maneira ordenada e uniforme, como observado no aumento de 20000 vezes.

Em maior aumento, 100000 vezes, foi possível visualizar a diferença de tamanho dos poros formados, com dimensões bem menores nos modelos rosqueado e helicoidal em comparação ao mini-implante Intralock®. De acordo com o fabricante, a superfície Ossean® é concebida por micro-jateamento e apresenta topografia semelhante em todos os níveis de ampliação, a nível nanométrico, porém, tais características não ficaram visíveis nas imagens realizadas.

Algumas das superfícies de escala nanométrica comercialmente disponíveis, apresentam componentes como cálcio, fosfato e cerâmicos que transformam a superfície de titânio biologicamente inerte em bioativa, por meio de métodos subtrativos seguidos de aditivos. O principal motivo para essas associações é promover rugosidade ótima, fixação mecânica e adicionar componentes importantes para a aderência de proteínas essenciais durante o processo de cicatrização óssea (WENNERBERG; ALBREKTSSON, 2009; ROSA et al., 2012).

As imagens de MEV obtidas no modo BSE (elétron retro-espalhado), que analisa alterações ou flutuações de composição na superfície/volume da amostra, associadas aos dados fornecidos pelo EDS mostraram a presença de componentes como cálcio e fosfato, confirmando as informações fornecidas pelo fabricante Intralock®. Nos mini-implantes rosqueado e helicoidal, o tratamento alcalino também promoveu a incorporação de elementos como sódio, oxigênio e cálcio, como verificado em estudo anterior realizado por Oliveira et al. (2015a). Tais componentes, assim como o Mg^{2+} , Sr^{2+} , PO_4^{3-} estão presentes naturalmente no tecido mineral e apresentam importante papel na formação óssea (GARCÍA-GARETA et al., 2017). O que demonstra a viabilidade desses tratamentos de superfície.

Após a osseointegração, as características do design são essenciais para uma distribuição de forças equilibradas no tecido ósseo durante a função. Embora, as próteses mandibulares implantossuportadas estejam bem estabelecidas como uma opção de tratamento para pacientes totalmente edêntulos, as principais complicações ocorrem quando o estresse gerado pelas cargas mastigatórias supera o limite fisiológico do tecido ósseo, dando início ao processo de reabsorção e aparecimento de micro fraturas na interface osso-implante (OKUMURA et al., 2010; GEHRKE et al., 2016; ZAPAROLLI et al. 2017).

Atualmente, a preservação do tecido ósseo peri-implantar representa um dos maiores desafios para as reabilitações orais e (MOHAMMED IBRAHIM et al., 2011; ZANATTA; DIB; GEHRKE et al., 2014; LEE et al., 2016) está intimamente relacionada ao design dos implantes e distribuição de tensões durante a aplicação da carga mastigatória. No

estudo, dois métodos de análise de tensões foram utilizados, o fotoelástico, empregado com frequência na análise do comportamento biomecânico de implantes dentais (TIOSSI et al., 2014) e a correlação de imagens digitais (CID), capaz de gerar um campo completo e detalhado das tensões geradas na superfície total do modelo (TIOSSI, 2010; PEIXOTO et al., 2017).

Apesar da característica isotrópica dos modelos fotoelásticos dificultar a diferenciação entre osso cortical e esponjoso (CELIK; ULUDAG, 2007), o padrão de concentração de tensão não é alterado substancialmente (TIOSSI, 2010; ZAPAROLLI et al., 2017). Dessa forma, a fotoelasticidade apresenta confiabilidade em seus resultados e permite uma boa visualização das tensões, por menores que elas sejam (VALENTE et al., 2017).

A correlação de imagens digitais avalia a distribuição de tensões ao redor dos implantes com alta precisão, principalmente por ser um método 3D e totalmente automatizado. Além disso, tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua, com base na análise de sucessivas imagens obtidas durante a aplicação de uma carga (Peixoto, 2013; TIOSSI et al., 2014; PEIXOTO et al., 2017; TIOSSI et al., 2017). Outra vantagem da CID é a possibilidade de determinar as tensões horizontais (ϵ_{xx} - tração e compressão) e de cisalhamento (ϵ_{xy}), embora, neste estudo, apenas as tensões horizontais tenham sido avaliadas.

Na fotoelasticidade, as tensões são geradas internamente ao modelo e são de fácil visualização ao redor do implante. Na CID, a transmissão das tensões ocorre na superfície do modelo, por isso, é necessário selecionar uma área de análise, que no caso do estudo correspondeu àquela situada sob o carregamento e correspondente ao longo eixo dos mini-implantes ($\varnothing 2 \times 10$ mm). Em decorrência dessas características, foram aplicadas cargas axial e oblíqua de 100 N nos modelos fotoelásticos em posição vertical e cargas de 250 N axial e 100 N oblíqua na correlação de imagens digitais. Para este método foram utilizados modelos verticais na situação de carregamento axial e horizontais na situação oblíqua, isso porque em análise prévia verificou-se interferência das tensões geradas na base do modelo vertical que sobrepujavam as tensões geradas pelo próprio mini-implante, sendo necessária a utilização de um modelo com altura menor para que a avaliação fosse mais fiel à situação real.

A região cervical dos implantes está frequentemente associada a uma maior concentração de tensões e, consequente reabsorção óssea (HANSSON; WERKE, 2003; TADA et al., 2003; DE CASTRO FERREIRA et al., 2012; LAN et al., 2012; GEHRKE et al., 2016), porém, os mini-implantes avaliados tanto sob a fotoelasticidade quanto, correlação de imagens digitais apresentaram uniformidade de tensões nessa região, sob aplicação da carga

axial, situação benéfica para a preservação da crista óssea e dos tecidos peri-implantares, áreas críticas para o sucesso da reabilitação (ZANARD et al., 2015; LEE et al., 2016).

Na análise fotoelástica, após o carregamento axial de 100 N, maiores tensões foram verificadas no terço médio para os modelos Intra-Lock® (pontos 3-4), rosqueado e helicoidal (pontos 6-7). No método de CID, a aplicação de carga de 250 N também gerou tensões maiores no terço médio/apical, com predominância de tensões de tração (cores variando do amarelo ao vermelho), significativamente maiores no modelo rosqueado ($p < 0,05$). Isso ocorreu provavelmente devido a variação no design, conformação das roscas e presença ou ausência de chanfros, assim como verificado em estudo anterior (LAN et al., 2012), onde o passo de rosca afetou significativamente a distribuição de tensões no corpo do implante.

No entanto, na ausência de sobrecargas patológicas, tensões maiores no terço médio/apical não significariam um prejuízo para a reabilitação, pois a presença de forças equilibradas é uma condição fundamental para o estímulo contínuo das células e manutenção do tecido ósseo. Assim, a longevidade dos implantes pode ser alcançada por meio de uma oclusão biomecanicamente controlada, que promova uma distribuição uniforme das cargas mastigatórias (KIM et al., 2005).

Como demonstrado em outros estudos (ZANARDI et al., 2015; RASOULI-GHAHROUDI et al., 2015), a inclinação oblíqua do modelo gera maiores tensões, em particular, no lado oposto à aplicação da força (CEHRELI et al., 2004; PELLIZZER et al., 2014). Neste caso, tensões maiores foram observadas na região cervical dos mini-implantes Intra-Lock®, helicoidal e terço apical deste último através da análise fotoelástica, demonstrando a influência da sobrecarga e da presença desequilibrada de forças não axiais no aumento das tensões no tecido ósseo (DE CASTRO FERREIRA et al., 2012). Por outro lado, não foram detectadas diferenças significativas entre os mini-implantes pelo método de CID, supostamente menos sensível (TIOSSI et al., 2014).

A tendência mundial na área da saúde é a alta resolutividade de casos, com rapidez, economia e eficiência. Nesse contexto, a durabilidade dos tratamentos em função do emprego de novas tecnologias é indispensável para a devolução da saúde e qualidade de vida dos pacientes edêntulos. A implantodontia é uma técnica reabilitadora, que propicia, através das próteses implantossuportadas, maior efetividade mastigatória, estética e qualidade de vida. No entanto, para que isso ocorra, o conjunto implante/prótese deve promover harmonia entre seus componentes. Altas taxas de sobrevivência (92,32%) para sobredentaduras mini-implante retidas tem sido observadas (DANTAS et al., 2014; RAGHOEBAR et al., 2014), tornando esta,

uma modalidade de tratamento bastante aceita, especialmente para pacientes que apresentam alguma limitação à colocação de implantes convencionais, seja ela física ou financeira. No caso das *overdentures*, os implantes padrão exigem um sistema de retenção específico para reter a prótese, como o barra-clipe, ERA®, magnético, *O-ring* ao passo que os mini-implantes são geralmente de corpo único, com sistema bola.

Em uma revisão sistemática (LEMOS et al., 2017), verificou-se que o sistema de retenção mais utilizado para mini-implantes é o tipo bola (*O-ring*). Esta prevalência pode ser atribuída segundo ao estudo, às altas taxas de retenção em sobredentaduras (SCHERER et al., 2014) e ao fato de ser mais eficaz em termos de tempo e custo (GRIFFITTS; COLLINS; COLLINS, 2005), uma vez que o sistema é parte integrante do corpo da maioria dos mini-implantes.

Embora o uso de cápsulas metálicas com *o-ring* em silicone seja consagrado na literatura para retenção de *overdentures* (SCHERER et al., 2014), características particulares de alguns biomateriais sintéticos poderiam tornar mais eficiente o uso desses componentes protéticos. O politetrafluoretileno (PTFE) e poliacetal, por exemplo, apresentam vantagens significativas. A elevada resistência a ataques químicos desses materiais minimiza a degradação provocada pelo uso de soluções higienizadoras de prótese e a baixa adesão celular, reduz a colonização de micro-organismos na sua superfície (FALCO; PATEL; FISHER, 2008; GABRIEL; NIEDERER; FREY, 2016).

O desgaste dos componentes do sistema de fixação da *overdenture*, devido às cargas funcionais, trajetória de inserção/remoção da prótese, angulação dos implantes e presença de hábitos parafuncionais (KIM et al., 2015) é a complicação prostodôntica mais comum (33%) entre as restaurações com implantes (ELSYAD; ELHADDAD; KHIRALLAH, 2016; SHASTRY et al., 2016), e ocorre nos primeiros 12 meses de uso, gerando a necessidade de manutenções periódicas (MACENTEE; WALTON; GLICK, 2005; MERICSKE-STERN et al., 2009). No estudo, os *o-rings* tiveram perda de retenção de 18,7% após 30 meses de simulação, o poliacetal aumento de 30,5% e o PTFE redução de 18,2%, tais resultados foram melhores se comparados a outros estudos (RODRIGUES et al., 2009) que encontraram perda de retenção em *o-rings* de 16,6%, após simulação de 6 meses de uso da prótese e 57,1%, após 24 meses.

Para implantes padrão recomenda-se no mínimo 20 N de retenção para o bom funcionamento da *overdenture* (KIM et al., 2015). Em contrapartida, não existe um valor de referência para as sobredentaduras mini-implantes retidas. Alguns autores (NAERT; ALSAADI; QUIRYNEN, 2004; CATALÁN et al., 2016 e CHAVES et al., 2016) encontraram retenções entre 3,92 e 9,64 N, valores significativamente menores aos obtidos pelos

componentes poliméricos de poliacetal propostos no estudo, que apresentaram maior força de retenção (23,79 N), seguida do *o-ring* (13,09 N), utilizado como padrão de comparação e PTFE (5,42 N).

Estudos que fizeram uso de *o-rings* para fixação de *overdentures* mini-implante retidas obtiveram retenção entre 4,49 e 5,90 N (CHAVES et al., 2016) e média de 6,30 N (CATALÁN et al., 2016), valores inferiores aos observados para o componente de poliacetal proposto e similares aos encontrados para o PTFE. Dado então que para utilização de mini-implantes, uma média de 6,30 N é suficiente para a retenção e bom índice de satisfação terapêutica dos pacientes (CATALÁN et al., 2016), os componentes desenvolvidos no estudo, em particular o de poliacetal, demonstraram ótimos resultados.

Quanto à deformação, medida através de estereomicroscópio óptico, os dois métodos de análise selecionados apresentaram resultados semelhantes. O poliacetal e PTFE obtiveram maior deformação interna (CIH, CIV e DI), comparada ao *o-ring* Intra-Lock®, sendo a maior deformação observada no componente de poliacetal, após a realização do teste de fadiga. Esse fato pode estar relacionado ao aumento da sua retenção (18,23 a 23,79 N) durante os 30 meses de simulação, pois o endurecimento ou aumento da rugosidade superficial de alguns polímeros, sob aplicação de carga, pode provocar aumento da força de retenção ao invés da redução. Outra razão provável para isso foi a possível expansão térmica sofrida pelo material durante o experimento, realizado em água destilada a 37° C, para simular as condições de temperatura da cavidade bucal (BOTEGA et al., 2004; ELSYAD; ELHADDAD; KHIRALLAH, 2016).

O *o-ring* comercial testado sofreu a menor deformação externa (CEH, CEV e DE) em relação ao poliacetal e teflon, devido à maior resistência mecânica do metal em comparação aos polímeros. No entanto, este fato não prejudicou a retenção dos novos dispositivos, principalmente no caso do poliacetal que obteve o melhor resultado nos 30 meses de simulação. Os achados deste estudo estão de acordo com outros que indicam a melhora na retenção das sobredentaduras proporcionada por mini-implantes, como solução alternativa às próteses convencionais (SCEPANOVIC et al., 2012; TOMASI; IDMYR; WENNSTRÖM, 2013, DE SOUZA et al., 2015).

Baseado nas evidências científicas presentes na literatura e na importância da força de retenção do sistema de fixação para manutenção da eficiência mastigatória, conforto, satisfação e qualidade de vida dos pacientes desdentados totais, os resultados deste estudo preliminar sugerem o uso do poliacetal como componentes do sistema de fixação de *overdentures* mini-implante retidas.

Diante do exposto acima acredita-se que os novos designs de mini-implantes propostos, bem como o componente protético apresentado, possam através de seu design simplificado e ao mesmo tempo estratégico, suprimir falhas observadas frequentemente na prática clínica, relacionadas aos procedimentos cirúrgicos, cicatrização, morbidade pós-operatória, reabsorção óssea cervical e comprometimento biomecânico das próteses devido a problemas no sistema de fixação.

6. Conclusão

Com base nos resultados obtidos pôde-se concluir que:

1. Na comparação entre os mini-implantes propostos (rosqueado e helicoidal) com o Intra-Lock®, o rosqueado apresentou resultados satisfatórios para a estabilidade primária, semelhantes ao modelo comercial, sugerindo a viabilidade do design proposto. O helicoidal, por outro lado, obteve um desempenho menor em relação aos demais, sendo necessárias algumas alterações na sua macro geometria;
2. O design do mini-implante rosqueado sugere uma série de vantagens relacionadas à facilitação da técnica cirúrgica, redução dos danos ósseos provocados por protocolos de perfuração múltipla, cicatrização mais rápida e menos complicada para o paciente, melhora na estabilidade primária e redução de custos do tratamento;
3. O tratamento de superfície realizado nos mini-implantes experimentais demonstrou uniformidade, presença de poros nanométricos e componentes capazes de viabilizar a neoformação óssea. Em contrapartida, as imagens de MEV realizadas no modelo Intra-Lock® não evidenciaram as características nanométricas do tratamento Ossean®;
4. Através da correlação de imagens digitais todos os modelos de mini-implantes apresentaram tensões semelhantes na região cervical e na análise fotoelástica verificou-se tensões menores no terço cervical para o modelo rosqueado em relação aos demais, o que sugere menor reabsorção óssea nessa área, crítica para o sucesso do tratamento;
5. Os componentes protéticos de poliacetal apresentaram retenção superior ao modelo comercial Intra-Lock® e, apesar da maior deformação interna sofrida, sugere-se sua substituição após no mínimo 30 meses de uso da *overdenture*.

*7. Referências Bibliográficas*¹

¹De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR 6023: Informação e documentação: referências: elaboração. Rio de Janeiro, 2002.

ABBOUD, M. et al. Multisteped Drill Design for Single-Stage Implant Site Preparation: Experimental Study in Type 2 Bone. **Clinical implant dentistry and related research**, Hamilton, v. 17, n. 2, p. 472-485, October 2015.

ABRAHAM, C. M. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. **The Open Dentistry Journal**, Netherlands, v. 8, p. 50-55, May 2014.

ABUHUSSEIN, H. et al. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n. 2, p. 129-136, February 2010.

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**, Burlington. v. 23, p. 2019-2023, November 2012.

AKÇA, K.; FANUSCU, M. I.; CAPUTO, A. A. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. **Journal of prosthodontics**, Philadelphia, v. 17, n. 8, p. 616-620, December 2008.

AKKOCAOGLU, M. et al. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 16, n. 2, p. 202-209, April 2005.

ALBREKTSSON, T. et al. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. **Acta orthopaedica Scandinavica**, København, v. 52, n. 2, p. 155-170, 1981.

ALLEN, P. F. et al. A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. **Journal of dental research**, Chicago, v. 85, n. 6, p. 547-551, June 2006.

ALZAREA, B. K. Oral health related quality-of-life outcomes of partially edentulous patients treated with implant-supported single crowns or fixed partial dentures. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, Spain, v. 9, n. 5, p. e666-e671, May 2017.

AWAD, M. A. et al. Implant overdentures and nutrition: a randomized controlled trial. **Journal of dental research**, Chicago, v. 91, p. 39-46, January 2012.

AWAD, M. A. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. **Journal of dental research**, Chicago, v. 79, n. 9, p. 1659-1663, September 2000.

AWAD, M. A.; RASHID, F.; FEINE, J. S. Overdenture Effectiveness Study Team Consortium. The effect of mandibular 2-implant overdentures on oral health-related quality of life: an international multicentrestudy. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 25, n. 1, p. 46-51, January 2014.

BARBOSA, S. M. et al. Avaliação da resistência à remoção de mini-implantes para ancoragem ortodôntica. **Revista de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Facial**, Camaragibe (PE), v. 12, n. 3, p. 85-92, jul./set. 2012.

BECKER, W. et al. Minimally invasive flapless implant placement: follow-up results from a multicenter study. **Journal of periodontology**, Chicago, v. 80, n. 2, p. 347–352, February 2009.

BERGLUNDH, T. et al. De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 14, n. 3, p. 251–262, June 2003.

BERTOSSI, D. et al. NobelGuide™ influence in the perception of postoperative pain. **Minerva Stomatologica**, Torino, v. 62, p. 55–63.

BIDRA, A. S.; ALMAS, K. Mini implants for definitive prosthodontic treatment: a systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 109, n. 3, p. 156–164, March 2013.

BONFANTE, E. A. et al. Biomechanical testing of microblasted, acid-etched/microblasted, anodized, and discrete crystalline deposition surfaces: an experimental study in beagle dogs. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, Lombard, v. 28, n. 1, p. 136–142, January-February 2013.

BOTEGA, D. M. et al. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 31, n. 9, p. 884–889, September 2004.

BSAT, S. et al. Effect of alkali-acid-heat chemical surface treatment on electron beam melted porous titanium and its apatite forming ability. **Materials**, Basel, v. 8, n. 4, p. 1612–1625, April 2015.

BULLOCH, S. E.; OLSEN, R. G.; BULLOCH, B. Comparison of heat generation between internally guided (cannulated) single drill and traditional sequential drilling with and without a drill guide for dental implants. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, Lombard, v. 27, n. 6, p. 1456–1460, November-December 2012.

BULLON, B. et al. Effect of irrigation and stainless steel drills on dental implant bed heat generation. **Journal of materials science. Materials in medicine**, London, v. 26, n. 2, February 2015.

CAMPBELL, S. D. et al. Removable partial dentures: The clinical need for innovation. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 118, n. 3, p. 273–280, September 2017.

CARDOSO, M. et al. Edentulism in Brazil: trends, projections and expectations until 2040. **Ciência & saúde coletiva**, Rio de Janeiro, v. 21, n. 4, p. 1239–1246, April 2016.

CATALÁN, A. et al. Mandibular Overdentures Retained by Two Mini-Implants: A Seven-Year Retention and Satisfaction Study. **Journal of prosthodontics**, Philadelphia, v. 25, n. 5, p. 364–370, July 2016.

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

CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 97, n. 4, p. 229-235, April 2007. CHAVES, C. A. et al. Preliminary In Vitro Study on O-Ring Wear in Mini-Implant-Retained Overdentures. **The International journal of prosthodontics**, Lombard, v. 29, n. 4, p. 357-359, July-August 2016.

CHOI, J. W. et al. Retention and wear behaviors of two implant overdenture stud-type attachments at different implant angulations. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 117, n. 5, p. 628-635, May 2017.

CHUNG, S. H. et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 35, n. 3, p. 229-236, March 2008.

CLAROS, C. A. et al. Fatigue behavior of Ti-6Al-4V alloy in saline solution with the surface modified at a micro- and nanoscale by chemical treatment. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, Amsterdam, v. 67, p. 425-432, October 2016.

COELHO, P. G. et al. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. **Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials**, Hoboken, v. 88, n. 2, p. 579-596, February 2009.

COELHO, P. G. et al. Biomechanical and bone histomorphologic evaluation of four surfaces on plateau root form implants: an experimental study in dogs. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, St. Louis, v. 109, n. 5, p. 39-45, May 2010.

COELHO, P. G. et al. Osseointegration: hierarchical designing encompassing the micrometer, micrometer, and nanometer length scales. **Dental Materials**, Washington, v. 31, n. 1, p. 37-52, January 2015.

COELHO, P. G.; JIMBO, R. Osseointegration of metallic devices: current trends based on implant hardware design. **Archives of biochemistry and biophysics**, New York, v. 561, p. 99-108, November 2014.

DA COSTA VALENTE, M. L. et al. Analyzing the influence of a new dental implant design on primary stability. **Clinical Implant Dentistry Related Research**, United States, v. 18, n. 1, p. 168-173, Feb 2016.

DANTAS, I. S. et al. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. **Brazilian Oral Research**, São Paulo, v. 28, p. 74-80, 2014.

DE CASTRO FERREIRA, E. et al. Photo-elastic investigation of influence of dental implant shape and prosthetic materials to patterns of stress distribution. **Minerva Stomatologica**, Torino, v. 61, n. 6, p. 263-272, June 2012.

DE FARIA ALMEIDA, D. A. et al. Influence of tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants: three-dimensional finite element method with statistical analysis. **Journal of periodontology**, Chicago, v. 85, n. 2, p. 261-269, February 2014.

DE MARCHI, R. J. et al. Edentulism, use of dentures and consumption of fruit and vegetables in south Brazilian community-dwelling elderly. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 38, n. 7, p. 533-540, July 2011.

DE SOUZA, R. F. et al. Mini vs. Standard Implants for Mandibular Overdentures: A Randomized Trial. **Journal of Dental Research**, United States, v. 94, n. 10, p. 1376-1384, October 2015.

DEGIDI, M.; DAPRILE, G.; PIATTELLI, A. Influence of Stepped Osteotomy on Primary Stability of Implants Inserted in Low-Density Bone Sites: An In Vitro Study. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, Lombard, v. 32, n. 1, p. 37-41, January-February 2017.

ELANI, H. W. et al. Social inequalities in tooth loss: A multinational comparison. **Community dentistry and oral epidemiology**, Copenhagen, v. 45, n. 3, p. 266-274, June 2017.

EL-ANWAR, M. I. et al. Influence of number of implants and attachment type on stress distribution in mandibular implant-retained overdentures: finite element analysis. **Open access Macedonian journal of medical sciences**, Skopje, v. 5, n. 2, p. 244-249, March 2017.

ELSYAD, M. A. et al. The clinical and radiographic outcome of immediately loaded mini implants supporting a mandibular overdenture. A 3-year prospective study. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 38, n. 11, p. 827-834, November 2011.

ELSYAD, M. A. Patient satisfaction and prosthetic aspects with mini-implants retained mandibular overdentures. A 5-year prospective study. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 27, n. 7, p. 926-933, July 2016.

ELSYAD, M. A.; ELHADDAD, A. A.; KHIRALLAH, A. S. Retentive Properties of O-Ring and Locator Attachments for Implant-Retained Maxillary Overdentures: An In Vitro Study. **Journal of prosthodontics**, Philadelphia, September 2016.

FALCO, E. E.; PATEL, M.; FISHER, J. P. Recent developments in cyclic acetal biomaterials for tissue engineering applications. **Pharmaceutical research**, Stuttgart, v. 25, n. 10, p. 2348-2356, October 2008.

FEINE, J. S. et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 601-602, July-August 2002.

FLANAGAN, D.; MASCOLO, A. The Mini Dental Implant in Fixed and Removable Prosthetics: A Review. **The Journal of oral implantology**, Abington, v. 37, p. 123-132, March 2011.

FREITAS, A. C. Jr. et al. The effect of implant design on insertion torque and immediate micromotion. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 23, n. 1, p. 113-118, January 2012.

FUEKI, K. et al. Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: a systematic review. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 98, n. 6, p. 470–477, December 2007.

GABRIEL, M.; NIEDERER, K.; FREY, H. Wet Chemistry and Peptide Immobilization on Polytetrafluoroethylene for Improved Cell-adhesion. **Journal of visualized experiments: JoVE**, Boston, 114, August 2016.

GALLI, S. et al. The effect of osteotomy dimension on osseointegration to resorbable media-treated implants: a study in the sheep. **Journal of biomaterials applications**, Lancaster, v. 29, n. 8, p. 1068-1074, March 2015.

GARCÍA-GARETA, E. et al. Biomimetic surface functionalization of clinically relevant metals used as orthopaedic and dental implants. **Biomedical materials**, Bristol, August 2017.

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**, Hilversum, v. 10, p. 522-530, September 2016.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 85, n. 6, p. 585-598, June 2001.

GRACCO, A. et al. Effects of thread shape on the pullout strength of miniscrews. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 142, n. 2, p. 186-190, August 2012.

GRIFFITTS, T. M.; COLLINS, C. P.; COLLINS, P. C. Mini dental implants: an adjunct for retention, stability, and comfort for the edentulous patient. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics**, St. Louis, v. 100, n. 5, p. 81-84, November 2005.

GURGEL-JUAREZ, N. C. et al. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. **Journal of prosthodontics**, Philadelphia, v. 21, n. 3, p. 160-166, April 2012.

HALLDIN, A. et al. The effect of static bone strain on implant stability and bone remodeling. **Bone**, Elmsford, 2011 v. 49, n. 4, p. 783-789, October 2011.

HAMILTON, D. W.; CHEHROUDI, B.; BRUNETTE, D.M. Comparative response of epithelial cells and osteoblasts to microfabricated tapered pit topographies in vitro and in vivo. **Biomaterials**, Guilford, v. 28, n. 14, p. 2281-2293, May 2007.

HANSSON, S.; WERKE, M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. **Journal of biomechanics**, New York, v. 36, n. 9, p. 1247-58, September 2003.

HELGESON, M. D. et al. Tapping insertional torque allows prediction for better pedicle screw fixation and optimal screw size selection. **The spine journal**, New York, v. 13, n. 8, p. 957-965, August 2013.

HEREKAR, M. G. The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs. **Dental research journal**, Isfahan, v. 11, n. 4, p. 489-494, July 2014.

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

ISHIGAKI, S. et al. Biomechanical stress in bone surrounding and implant under simulated chewing. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 14, n. 1, p. 97-102, February 2003.

JEMAT, A. et al. Surface modifications and their effects on titanium dental implants. **BioMed research international**, New York, 2015:791725, 2015.

JEONG, S. J.; JEONG, M.J. Effect of Thymosin beta4 on the differentiation and mineralization of MC3T3-E1 cell on a titanium surface. **Journal of nanoscience and nanotechnology**, Stevenson Ranch, v. 16, n. 2, p. 1979-1983, February 2016.

JIMBO, R. et al. The impact of a modified cutting flute implant design on osseointegration. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, Copenhagen, v. 43, n. 7, p. 883-888, July 2014.

JOFRÉ, J. et al. The effect of maximum bite force on marginal bone loss of mini-implants supporting a mandibular overdenture: a randomized controlled trial. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 21, n. 2, p. 243-249, February 2010.

KIM, S. M. et al. Comparison of changes in retentive force of three stud attachments for implant overdentures. **The journal of advanced prosthodontics**, Seoul, v. 7, n. 4, p. 303-311, August 2015.

KIM, Y. et al. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 16, n. 1, p. 26-35, February 2005.

KO, Y.C. et al. Variations in crestal cortical bone thickness at dental implant sites in different regions of the jawbone. **Clinical implant dentistry and related research**, Hamilton, v. 17, p. 472-485, October 2017.

KOBAYASHI, M. et al. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 25, n. 4, p. 426-34, April 2014.

KUNZLER, T. P. Systematic study of osteoblast and fibroblast response to roughness by means of surface-morphology gradients. **Biomaterials**, Guilford, v. 28, n. 13, p. 2175-2182, April 2007.

LAHENS, B. et al. Biomechanical and histologic basis of osseodensification drilling for endosteal implant placement in low density bone. An experimental study in sheep. **Journal**

of the mechanical behavior of biomedical materials, Amsterdam, v. 63, p. 63:56-65, October 2016.

LAN, T. H. et al. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. **Clinical Oral Investigations**, Berlin, v. 16, n. 2, p. 363-369, April 2012.

LE GUÉHENNEC, L. et al. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. **Dental Materials**, Washington, v. 23, n. 7, p. 844-854, July 2007.

LEE, J. I. et al. Effect of implant number and distribution on load transfer in implant-supported partial fixed dental prostheses for the anterior maxilla: A photoelastic stress analysis study. **The Journal of prosthetic dentistry**, St. Louis, v. 115, n. 2, p. 161-169, February 2016.

LEINENBACH, C.; EIFLER, D. Influence of oxidation treatment on fatigue and fatigue-induced damage of commercially pure titanium. **Acta Biomaterialia**, Kidlington, v. 5, n. 7, p. 2810-2819, September 2009.

LEMOIS, C. A. et al. Complete overdentures retained by mini implants: A systematic review. **Journal of dentistry**, Bristol, v. 57, p. 4-13, February 2017.

LEONARD, G. et al. A study of the bone healing kinetics of plateau versus screw root design titanium dental implants. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20, n. 3, p. 232-239, March 2009.

LIANG, J. et al. Osteogenic activity of titanium surfaces with hierarchical micro-/nano-structures obtained by hydrofluoric acid treatment. **International journal of nanomedicine**, Auckland, v. 12, p. 1317-1328, February 2017.

MA, P. et al. Influence of Thread Pitch, Helix Angle, and Compactness on Micromotion of Immediately Loaded Implants in Three Types of Bone Quality: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **BioMed Research International**, New York, 2014:983103, 2014.

MACENTEE, M. I.; WALTON, J. N.; GLICK, N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. **The Journal of prosthetic dentistry**, St Louis. v. 93, n. 1, p. 28-37, January 2005.

MANGANO, F. G. et al. Immediate loading of mandibular overdentures supported by one-piece, direct metal laser sintering mini-implantes: a short-term prospective clinical study. **Journal of periodontology**, Chicago, v. 86, n. 2, p. 192-200, February 2015.

MARKOVIĆ, A. et al. Evaluation of primary stability of self-tapping and non-self-tapping dental implants. A 12-week clinical study. **Clinical implant dentistry and related research**, Hamilton, v. 15, n. 3, p. 341-349, June 2013.

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

MARYOD, W. H.; ALI, S. M.; SHAWKY, A. F. Immediate versus early loading of mini-implants supporting mandibular overdentures: a preliminary 3-year clinical outcome report. **The International journal of prosthodontics**, Lombard, v. 27, n. 6, p. 553-560, November-December 2014.

MERICSKÉ-STERN, R. et al. Within-subject comparison of two rigid bar designs connecting two interforaminal implants: patients' satisfaction and prosthetic results. **Clinical implant dentistry and related research**, Hamilton, v. 11, n. 3, p. 228-237, September 2009.

MIAO, X. et al. The response of human osteoblasts, epithelial cells, fibroblasts, macrophages and oral bacteria to nanostructured titanium surfaces: a systematic study. **International journal of nanomedicine**, Auckland, 12:141530, February 2017.

MOHAMMED IBRAHIM, M. et al. Evaluation of design parameters of dental implant shape, diameter and length on stress distribution: a finite element analysis. **Journal of Indian Prosthodontic Society**, Mumbai, v. 11, n. 3, p. 165-171, September 2011.

MÖHLHENRICH, S. C. et al. Heat generation and drill wear during dental implant site preparation: systematic review. **The British journal of oral & maxillofacial surgery**, Edinburgh, v. 53, n. 8, p. 679-689, October 2015.

MUNDT T. et al. Clinical response of edentulous people treated with mini dental implants in nine dental practices. **Gerodontology**, Oxford, v. 32, n. 3, p. 179-187, September 2015.

MUNDT, T. et al. Immediate versus delayed loading of strategic mini dental implants for the stabilization of partial removable dental prostheses: a patient cluster randomized, parallel-group 3-year trial. **BMC Oral Health**, London, v. 17, n. 1, July 2016.

NAERT, I.; ALSAADI, G.; QUIRYNEN, M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. **The International journal of prosthodontics**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 401-410, July-August 2004.

OH, S. H. et al. Comparison of fixed implant-supported prostheses, removable implant-supported prostheses, and complete dentures: patient satisfaction and oral health-related quality of life. **Clinical oral implants research**, Copenhagen, v. 27, n. 2, p. 31-37, February 2016.

OHKUBO, C. et al. Evaluation of transitional implant stabilized overdentures: a case series report. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 33, n. 6, p. 416-422, June 2006.

OKUMURA, N. et al. Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis. **Journal of Prosthodontic Research**, Amsterdam, v. 54, n. 3, p. 133-142, July 2010.

OLIVEIRA, B. J. S. et al. Surface characterization and fatigue performance of a chemical-etched Ti-6Al-4V femoral stem for cementless hip arthroplasty. **Surface and Coatings Technology**, v. 309, p. 1126-1134, January 2016.

OLIVEIRA, D. P. et al. Gene expression of human osteoblasts cells on chemically treated surfaces of Ti-6Al-4V-ELI. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, Amsterdam, v. 51, n. 248-55, June 2015a.

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, D. P. et al. Surface chemical treatment of ultrafine-grained Ti-6Al-7Nb alloy processed by severe plastic deformation. **Journal of Alloys and Compounds**, v. 643, n. 1, p. 241-245, September 2015b.

OZKIR, S. E.; TERZIOGLU, H. Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. **Indian journal of dental research**, Ahmedabad, v. 23, n. 5, p. 603-607, September-October 2012.

PAZOS, L.; CORENGIA, P.; SVOBODA, H. Effect of surface treatments on the fatigue life of titanium for biomedical applications. **Journal of the mechanical behavior of biomedical materials**, Amsterdam, v. 3; n. 6; p. 416-424, August 2010.

PEIXOTO, R. F. Análise das tensões geradas por implantes curtos e convencionais reabilitados com próteses fixas unidas e isoladas, por meio do método de correlação de imagem digital. 2013. 103 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

PEIXOTO, R. F. et al. A Digital Image Correlation Analysis of Strain Generated by 3-Unit Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis: An In Vitro Study. **Implant dentistry**, Baltimore, v. 26, n. 4, p. 567-573, August 2017.

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

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

PITA, M. S. et al. Prosthetic platforms in implant dentistry. **The Journal of craniofacial surgery**, Burlington, v. 22, n. 6, p. 2327-2331, November 2011.

PITHON, M. M.; NOJIMA, M. G.; NOJIMA, L. I. Primary stability of orthodontic mini-implants inserted into maxilla and mandible of swine. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, New York, v. 113, n. 6, p. 748-754, June 2012.

RAGHOEBAR, G. B. et al. A systematic review of implant-supported overdentures in the edentulous maxilla, compared to the mandible: how many implants? **European journal of oral implantology**, Surrey, v. 7, n. 2, 191-201, 2014.

RASOULI-GHAHROUDI, A. A. et al. Evaluation of Platform Switching on Crestal Bone Stress in Tapered and Cylindrical Implants: A Finite Element Analysis. **Journal of the International Academy of Periodontology**, London, v. 17, n. 1, p. 2-13, January 2015.

REISSMANN, D. R. et al. Oral health-related quality of life in subjects with implant-supported prostheses: A systematic review. **Journal of Dentistry**, England, v. 65, p. 22-40, 2017.

RIBEIRO, A. B. et al. Short-term post-operative pain and discomfort following insertion of mini-implants for retaining mandibular overdentures: a randomized controlled trial. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 42, n. 8, p. 526-534, August 2015.

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, R. C. et al. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen v. 20, n. 12, p. 1314-1319, December 2009.

ROOHI. et al. Microbial Enzymatic Degradation of Biodegradable Plastics. **Current pharmaceutical biotechnology**, Hilversum, v. 18, n. 5, p. 429-440, 2017.

ROSA, M. B. et al. The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. **Journal of applied oral science: revista FOB**, Bauru, v. 20, n. 5, p. 550-555, September-October 2012.

RYU, H. S. et al. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. **The journal of advanced prosthodontics**, Seoul, v. 6, n. 6, p. 547-554, December 2014.

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

SARENDRANATH, A. et al. Effect of low speed drilling on osseointegration using simplified drilling procedures. **The British journal of oral & maxillofacial surgery**, Edinburgh, v. 53, n. 6, p. 550-556, July 2015.

SCEPANOVIC, M. et al. A 1-year prospective cohort study on mandibular overdentures retained by mini dental implants. **European journal of oral implantology**, Surrey, v. 5, n. 4, p. 367-379, 2012.

SCHERER, M. D. et al. Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. **The Journal of prosthetic dentistry**, St Louis, v. 112, n. 3, p. 515-521, September 2014.

SHASTRY, T. et al. An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. **Journal of Indian Prosthodontic Society**, Mumbai, v. 16, n. 2, p. 159-166, April-June 2016.

SMEETS, R. et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. **BioMed research international**, New York, 2016:6285620, 2016.

STADLINGER, B. et al. Systematic review of animal models for the study of implant integration, assessing the influence of material, surface and design. **Journal of clinical periodontology**, Copenhagen, v. 39, p. 28-36, February 2012.

STEIGENGA, J. T. et al. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. **Implant Dentistry**, Baltimore, v. 12, n. 4, p. 306-317, 2003.

TADA, S. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, Lombard, v. 18, n. 3, p. 357-68, May-June, 2003.

TEHINI, G. et al. Effect of Simulated Mastication on the Retention of Locator Attachments for Implant-Supported Overdentures: An In Vitro Pilot Study. **Journal of prosthodontics**, Philadelphia, 2017, September 2015.

THOMASON, J. M. et al. Two implant retained overdentures--a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. **Journal of Dentistry**, Bristol, v. 40, n. 1, p. 22-34, January 2012.

THOMSON, W. M. Monitoring edentulism in older New Zealand adults over two decades: a review and commentary. **International journal of dentistry**, Cairo, 2012;2012:375407.

TIOSSI, R. Efeito do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula. 2010. 108 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

TIOSSI, R. et al. Biomechanical behavior of titanium and zirconia frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis. **Clinical implant dentistry and related research**, Hamilton, v. 19, n. 5, p. 860-866, October 2017.

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**, St. Louis, v. 112, n. 2, p. 276-284, August 2014.

TOMASI, C.; IDMYR, B. O.; WENNSTRÖM, J. L. Patient satisfaction with mini-implant stabilised full dentures. A 1-year prospective study. **Journal of oral rehabilitation**, Oxford, v. 40, n. 7, p. 526-534, July 2013.

TOYOSHIMA, T. 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**, Hamilton, v. 17, n. 5, p. 950-956, October 2015.

TSOUKAKI, M. et al. Clinical, radiographic, microbiological, and immunological outcomes of flapped vs. flapless dental implants: a prospective randomized controlled clinical trial. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 24, n. 9, p. 969-976, September 2013.

TURKYILMAZ, I.; COMPANY, A. M.; MCGLUMPHY, E. A. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. **Gerodontology**, Oxford, v. 27, n. 1, p. 3-10, March 2010.

VALENTE M. L. D. C. et al. Comparative analysis of stress in a new proposal of dental implants. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, Amsterdam, v. 77, p. 360-365, August 2017.

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

VELASCO, E. et al. Importance of the Roughness and Residual Stresses of Dental Implants on Fatigue and Osseointegration Behavior. In Vivo Study in Rabbits. **The Journal of oral implantology**, Abington, v. 42, n. 6, p. 469-476, December 2016.

WEBSTER, T. J.; EJIOFOR, J. U. Increased osteoblast adhesion on nanophase metals: Ti, Ti6Al4V, and CoCrMo. **Biomaterials**, Guilford, v. 25, n. 19, p. 4731-4739, August 2004.

WEGMANN, K. et al. Biomechanical evaluation of the primary stability of pedicle screws after augmentation with an innovative bone stabilizing system. **Archives of orthopaedic and trauma surgery**, Berlin, v. 133, n. 11, p. 1493-1499, November 2013.

WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 20, p. 172-184, September 2009.

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

WU, J.H. et al. Pullout strengths of orthodontic palatal mini-implants tested in vitro. **Journal of Dental Sciences**, Taipei, v. 6, n. 4, p. 200-204, December 2011.

WU, S. W. et al. The effects of flute shape and thread profile on the insertion torque and primary stability of dental implants. **Medical Engineering & Physics**, England, v. 34, n. 7, p. 797-805, Sep 2012.

YANG, T. C. et al. Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v. 22, n. 11, p. 1315-1319, November 2011.

YASHWANT, A. V. et al. Does Change in Thread Shape Influence the Pull Out Strength of Mini Implants? An In vitro Study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, India, v. 11, n. 5, p. ZC17-ZC20, May 2017.

YENIYOL, S. et al. The effect of drilling speed on early bone healing to oral implants. **Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology**, New York, v. 116, n. 5, p. 550-555, November 2013.

ZANARDI, P. R. et al. Stress Distribution Around Dental Implants Placed at Different Depths. **The Journal of craniofacial surgery**, Burlington, v. 26, n. 7, p. 2163-2166, October 2015.

ZANATTA, L. C.; DIB, L. L.; GEHRKE, S. A. Photoelastic stress analysis surrounding different implant designs under simulated static loading. **The Journal of craniofacial surgery**, Burlington, v. 25, n. 3, p. 1068-1071, May 2014.

ZAPAROLLI, D. et al. Photoelastic analysis of mandibular full-arch implant-supported fixed dentures made with different bar materials and manufacturing techniques. **Materials science & engineering. C, Materials for biological applications**, Amsterdam, v. 81, p. 144-147, December 2017.