



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

MARIANA ITABORAI MOREIRA FREITAS

**Probabilidade de falha e distribuição de tensões em implantes cone morse
com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos**

**Probability of failure and stress distribution in morse taper implant systems
with a different tapered interface and internal diameters**

Piracicaba

2020

MARIANA ITABORAI MOREIRA FREITAS

**Probabilidade de falha e distribuição de tensões em implantes cone morse
com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos**

**Probability of failure and stress distribution in morse taper implant systems
with a different tapered interface and internal diameters**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestra em Clínica Odontológica, na Área de Prótese Dental.

Dissertation presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Dental Clinic, in Dental Prosthesis area.

Orientadora: Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury

Coorientadora: Profa. Dra. Raissa Micaella Marcello Machado

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL
DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA MARIANA
ITABORAI MOREIRA FREITAS E ORIENTADA PELA
PROFA. DRA. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

Piracicaba

2020

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

F884p Freitas, Mariana Itaborai Moreira, 1994-
Probabilidade de falha e distribuição de tensões em sistemas de implantes cone morse com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos / Mariana Itaborai Moreira Freitas. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2020.

Orientador: Altair Antoninha Del Bel Cury.
Coorientador: Raissa Micaella Marcello Machado.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Fadiga. 3. Análise de elementos finitos. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha, 1948-. II. Machado, Raissa Micaella Marcello, 1988-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Probability of failure and stress distribution in morse taper implant systems with a different tapered interface and internal diameters

Palavras-chave em inglês:

Dental implants

Fatigue

Finite element analysis

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Altair Antoninha Del Bel Cury [Orientador]

Estevam Augusto Bonfante

Edmara Tatiely Pedroso Bergamo

Data de defesa: 02-03-2020

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Identificação e informações acadêmicas do(a) aluno(a)

- ORCID do autor: <https://orcid.org/0000-0001-7729-8536>

- Currículo Lattes do autor: <http://lattes.cnpq.br/8387306609791519>



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 02 de março de 2020, considerou a candidata MARIANA ITABORAI MOREIRA FREITAS aprovada.

PROF^a. DR^a. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

PROF. DR. ESTEVAM AUGUSTO BONFANTE

PROF^a. DR^a. EDMARA TATIELY PEDROSO BERGAMO

A Ata da defesa, assinada pelos membros da Comissão Examinadora, consta no SIGA/Sistema de Fluxo de Dissertação/Tese e na Secretaria do Programa da Unidade.

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, por me proteger, me guiar e me dar tranquilidade para seguir em frente com meus objetivos e não desanimar com as dificuldades.

A Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Magnífico Reitor **Prof. Dr. Marcelo Knobel**.

À direção da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do Diretor **Prof. Dr. Francisco Haíter Neto** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**.

À **Profa. Dra. Karina Gonzales Silvério Ruiz**, coordenadora dos cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba e ao **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (**CAPES**) pelo financiamento deste trabalho (Código de Financiamento 001).

À **S.I.N. Implant System** pelo auxílio nesta pesquisa.

Agradeço aos meus pais, **Renata** e **Carlos Eduardo** e à minha irmã, **Nathalia**, por todo apoio, ensinamentos e por não medirem esforços para me ver feliz. Obrigada por sonharem os meus sonhos, torcerem com cada conquista e serem meu apoio nos momentos difíceis. Amo muito vocês.

À minha orientadora **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, por todo conhecimento compartilhado e apoio ao longo do mestrado. Muito obrigada por toda confiança depositada, ensinamentos e pela oportunidade de aprender com a senhora, exemplo de profissional e ser humano a ser seguido. A você toda minha admiração e gratidão.

Agradeço a minha co-orientadora, **Profa. Dra. Raissa Machado** pelo suporte e orientação, apoio e ensinamentos durante o mestrado e pela amizade. Você e o Hamilton se tornaram minha família em Piracicaba, obrigada por abrirem a casa de vocês para me receber.

Agradeço ao **Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante** pela disponibilidade, conhecimento compartilhado e por toda contribuição e enriquecimento neste trabalho.

Agradeço a **Edmara Tatiely Pedroso Bergamo**, por todo apoio, contribuição no desenvolvimento deste trabalho, disponibilidade e amizade. Obrigada por nunca medir esforços para ajudar e compartilhar seus conhecimentos.

Agradeço aos professores **Prof. Dr. Flávio Henrique Baggio Aguiar**, **Prof. Dr. Américo Correr** e **Prof. Dr. Wander José da Silva** como banca de qualificação deste trabalho.

Aos professores da prótese da Prótese Parcial Removível, **Profa. Dra. Altair Antoninha Del Bel Cury**, **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, **Prof. Dr. Wander José da Silva**, pelo conhecimento compartilhado com seus alunos, carinho e dedicação.

Agradeço ao **Rafael Soares Gomes**, por todo apoio, amizade, confiança depositada, ensinamento compartilhado e paciência. E a **Caroline Mathias** pela amizade e apoio. Agradeço a Deus por ter colocado vocês no meu caminho desde o primeiro dia que entrei na FOP. Obrigada por tudo.

Agradeço ao **Caio Felipe de Almeida Nobre**, por todo apoio e companheirismo ao longo desses anos. Obrigada pela paciência, parceria e dedicação em tudo que faz.

À **Gislaine Alves Piton**, técnica do laboratório de Prótese Parcial Removível e à secretária **Eliete Aparecida Ferreira Lima Marim** pela dedicação com a que realizam seu trabalho, pela ajuda disposição dispensada.

Aos meus amigos e companheiros de laboratório **Rafael Soares Gomes, Victor Muñoz, Raíra Brito, Loyse Martorano, Louise Moraes, Mariana Barbosa, Ingrid Meira, Mayara Abreu, Talita Carletti, Mariana Marinho e Olívia Figueredo.** À todos os demais colegas da PPR. Em especial a minha amiga e companheira **Mirelle Ruggiero**, obrigada pela amizade, apoio nos momentos difíceis e companhia nos momentos alegres.

Aos meus professores da Faculdades Integradas Espírito-Santenses (FAESA) que fizeram parte da minha formação, em especial à **Profa. Dra. Gabriela Cassaro de Castro** pelo incentivo desde o início e por acreditar e torcer pelas minhas conquistas.

Aos meus amigos que a FOP e a vida me deram **Julia Carnelli, Vitaliano Neto e May Anny Fraga**, que foram meu apoio e companhia desde o primeiro momento que cheguei em Piracicaba, obrigada por tudo.

RESUMO

O aumento da interface cônica (IC) e diâmetro interno (DI) dos implantes podem gerar problemas relacionados à fadiga mecânica, deformações e fraturas, devido a parede cervical mais fina dos implantes que apresentam maiores IC e DI. Este estudo avaliou a probabilidade de sobrevivência, distribuição de tensão e modos de falha de sistemas de abutment-implante com conexão cônica interna, compostos por diferentes graus de conicidade interna. Para o teste de fadiga, quarenta e dois implantes ($\varnothing$ 3,5 x 8 mm) foram divididos em dois grupos de acordo com a interface cônica (IC) e diâmetro interno (DI) ($n = 21$ / grupo: (i) 11,5 ° IC (DI: 2,5 mm) e (ii) 16 ° IC (DI: 2,72 mm). Quarenta e dois abutments universais (4,5 x 6 x 2 mm) foram parafusados (20 N.cm) nos implantes e coroas metálicas de incisivos centrais superiores foram cimentadas. As amostras foram submetidas a teste de fadiga acelerada progressiva em água (SSALT). As curvas de probabilidade de Weibull e a confiabilidade foram calculadas para missões de 50,000 e 100,000 ciclos a 100, 150, 200 e 250 N (Alta Pro, ReliaSoft, intervalo de confiança de 90% bilateral). Para análise de elementos finitos (AEF), foram construídos dois modelos virtuais simulando as amostras testadas *in vitro* e uma carga de 49 N foi aplicada 30° fora do eixo na borda incisal da coroa. O estresse de von-Mises (σ_{VM}) foi calculado para implante e abutment. O modo de falha foi analisado usando microscópio eletrônico de varredura. Os valores de beta (β) foram maiores que 1 para ambos os grupos, indicando que a taxa de falhas aumentou com o tempo e o acúmulo de danos por fadiga determinou as falhas. Ambos os grupos apresentaram alta confiabilidade em 50 e 100 N (até 98%). No entanto, uma diminuição significativa na confiabilidade foi observada no grupo CI 11,5° a 200 N (54%) em relação ao grupo CI 16° (96%). As falhas predominantemente envolvidas na fratura do abutment se originaram na superfície lingual do abutment. Na FEA, o grupo CI de 11,5° apresentou σ_{VM} mais alto para o abutment (39,31% maior) e implante (75,85% maior) quando comparado ao grupo de CI de 16°. Sistemas de implantes com maior conicidade e diâmetro interno, CI 16°, apresentaram maior confiabilidade em cargas altas e σ_{VM} mais baixos para o abutment e implante quando comparados com implantes de conicidade interna de 11,5°.

Palavras-chave: Implantes dentários, fadiga, análise de elementos finitos.

ABSTRACT

Increased implant taper angle (TA) and internal diameters (ID) may be more susceptible to problems related to mechanical fatigue, deformations, and fractures due to a thinner cervical wall of implants compared to implants which present larger TA and ID. This study evaluated the probability of survival, stress distribution, and failure modes of internal conical connection implant-abutment systems comprised of different internal taper degrees. For fatigue testing, 42 internal conical implants ($\varnothing$ 3.5 x 8 mm) were divided into two groups according to the taper angle (TA) and internal diameter (ID) ($n = 21$ / group), as follows: (i) 11.5° TA (ID: 2.5 mm) and (ii) 16° TA (ID: 2.72 mm). Forty-two universal abutments (4.5 x 6 x 2 mm) were torqued (20 N.cm) to the implants, and standardized maxillary central incisor crowns were cemented. The specimens were subjected to step-stress accelerated life testing (SSALT) in water. Use level probability Weibull curves and reliability for completing a mission of 50,000 cycles at 50, 100, 150, and 200 N were calculated. For finite element analysis (FEA), two virtual models simulating the samples tested in SSALT were constructed. A load of 49 N was applied 30° off-axis at the incisal edge of the crown. The von-Mises stress (σ_{VM}) was calculated for implant and abutment. Failure mode was analyzed using scanning electron microscope. The beta (β) values were higher than 1 for both taper designs, indicating that failure rate increased over time and fatigue damage accumulation dictated failures. Both groups showed high reliability at 50 and 100 N (up to 98%). However, a significant decrease in reliability was observed in 11.5° TA group at 200 N (54%) relative to 16° TA group (96%). Failures predominantly involved abutment fracture originated at the lingual surface of abutment collar level. In the FEA, 11.5° TA group showed higher σ_{VM} for abutment (39,31% higher) and implant (75,85% higher) when compared to the 16° TA group. Internal conical implants with 16° taper angle showed higher reliability at high-load missions and lower σ_{VM} for abutment and implant when compared with 11.5° taper angle.

Keywords: Dental implants. Fatigue. Finite element analysis.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 ARTIGO: Probability of survival and stress distribution in narrow implants systems with different internal taper design	14
3 DISCUSSÃO	29
4 CONCLUSÃO	32
REFERÊNCIAS	33
ANEXOS	
ANEXO 1: Submissão do artigo ao periódico	37
ANEXO 2: Verificação de originalidade e prevenção de plágio	38

1 INTRODUÇÃO

Desde a descoberta da osseointegração por Branemark em 1969, o uso de implantes dentais tem se difundido cada vez mais [1,2]. Os implantes tem sido utilizados como suporte para reabilitação bucal sendo considerado um tratamento seguro e previsível para reabilitações de espaços edêntulos unitários com taxa de sobrevida de 93,1%, quando avaliados após dez anos de acompanhamento [3–5]. Entretanto, apesar do alto índice de sucesso, após a instalação dos implantes, a ocorrência de complicações ainda é relatada, principalmente após o carregamento protético [5,6].

Fatores biomecânicos como a forma de dissipação das tensões entre coroa, conexão protética, implante e osso podem desencadear complicações no tratamento em qualquer dos elos envolvidos na reabilitação [7]. São relatadas como complicações a fratura da coroa protética, afrouxamento ou fratura de parafusos e fratura de componentes protéticos [8,9]. Ao longo dos anos, diversos sistemas de implantes com os mais variados desenhos e conexões foram desenvolvidos, com o intuito de diminuir possíveis complicações clínicas [10–12].

Os sistemas de implantes com conexão interna cônica denominados Cone Morse, têm sido reconhecido por apresentarem propriedades biomecânicas superiores quando comparados a outras conexões, como hexágono interno e hexágono externo [13], principalmente em casos unitários, evidenciando alta taxa de sucesso e estabilidade do nível ósseo a longo prazo [14–16]. Além disso, em testes mecânicos *in vitro*, a conexão Cone Morse também tem apresentado maior confiabilidade quando submetida a testes de fadiga [18].

Entretanto, os implantes Cone Morse apresentam complicações em próteses implanto-suportadas, sendo essas divididas em complicações mecânicas, como afrouxamento do parafuso do abutment, fratura do parafuso do abutment e, mais raramente, fratura do abutment. Além de complicações técnicas, como perda de retenção, descimentação, lascamento e fratura do material cerâmico. Tais falhas podem acarretar futuros problemas no sistema implante/abutment [9,19]. Na tentativa de melhorar o comportamento biomecânico do conjunto implante/abutment, o implante Cone Morse com maior interface cônica e diâmetro interno (SIN - Sistema

de Implantes, São Paulo, Brasil) pode ser utilizado para reabilitações implanto suportadas. Este sistema possui diâmetro interno de 2,72 mm e interface cônica de 16°, maiores quando comparados aos implantes Cone Morse convencionais que possui diâmetro interno de 2,5 mm e interface cônica de 11,5° (SIN - Sistema de Implantes, São Paulo, Brasil). O aumento da interface cônica e diâmetro interno podem ser responsáveis pela melhoria na distribuição de tensões, diminuição de microgaps, micromovimentos e garantia de maior área de contato entre o abutment e o implante.

As falhas que ocorrem nos implantes ou em seus componentes protéticos são caracterizadas, geralmente, por ruptura catastrófica do material ou deformação plástica, que acontece quando tensões excedem o limite de proporcionalidade do material [20–23]. Essas falhas podem ocorrer a longo prazo pela submissão do material às cargas cíclicas mecânicas [20]. Em pacientes que possuem espaços protético reduzidos, muitas vezes se faz necessário utilizar implantes com diâmetros externos menores, como de 3,5 mm. Nestes casos, implantes que possuem DI de 2,72 e interface cônica de 16°, permanecem com espessura de parede delgada na região cervical de 0,39 mm em comparação com implantes com DI = 2,5 mm, que possuem paredes cervicais de 0,5 mm. Devido a espessura de parede delgada na região cervical, implantes com maior DI e IC podem ser propensos à problemas relacionados à deformações e fraturas provenientes de fadiga mecânica.

Para avaliar a probabilidade de falha e confiabilidade de implantes dentários, o teste de sobrevivência à fadiga acelerada (SSALT, *step stress accelerated life-testing*), vem demonstrando ser o mais adequado para a investigação [24]. Nesse teste é extrapolado o comportamento de falha de um espécime em condições normais a partir de dados obtidos em níveis de estresse acelerado, sendo capaz de reproduzir *in vitro* os modos de fratura observados clinicamente. As falhas são geradas mais rapidamente em níveis de tensão mais altos, permitindo obter informações de confiabilidade em um tempo menor [20–23]. Tal reprodutibilidade no padrão de fratura mostra-se relevante uma vez que testes, como o de compressão uniaxial até a falha (*single load to failure*) ou *staircase*, demonstram padrões de fraturas diferentes dos ocorridos clinicamente.

A análise de elementos finitos (AEF) é um método que pode ser utilizado para avaliar a distribuição de tensões na área de contato dos implantes tanto com os componentes protéticos quanto com o tecido ósseo. Este processo de análise permite a geração de dados computacionais iniciais que podem prever a identificação de potenciais implicações biomecânicas de uma determinada configuração geométrica [25–27]. Pode ser utilizado como complemento à análise *in vitro*, verificando se há concordância entre os modelos que falharam primeiro com o modelo que mais acumulou tensão. Além disso, pode-se comparar se houve correspondência entre o local de maior acúmulo de tensão e o local de falha indicada pela análise fractográfica em microscópio eletrônico de varredura (MEV).

Uma vez que a confiabilidade de implantes odontológicos é um critério importante na seleção de sistemas de implantes e componentes protéticos e o aumento do diâmetro interno e interface cônica interna são fatores que podem gerar problemas relacionados à fadiga mecânica, deformações e fraturas. Este estudo teve como objetivo avaliar a probabilidade de falha e distribuição de tensões de sistemas de implantes estreitos de conexão interna cônica com diferentes graus de conicidades e diâmetros internos.

2 ARTIGO

Probability of survival and stress distribution in narrow implants systems with different internal taper design

Authors:

Freitas MIM; Gomes RS; Ruggiero MM; Bergamo E; Bonfante EA; Marcello-Machado RM; Del Bel Cury AA

ABSTRACT

Purpose: To evaluate the probability of survival, stress distribution, and failure modes of internal conical connection implant-abutment systems comprised of different internal taper degrees.

Materials and Methods: For fatigue testing, 42 internal conical implants ($\varnothing$ 3.5 x 8 mm) were divided into two groups according to the taper angle (TA) and internal diameter (ID) ($n = 21$ / group), as follows: (i) 11.5° TA (ID: 2.5 mm) and (ii) 16° TA (ID: 2.72 mm). Forty-two universal abutments (4.5 x 6 x 2 mm) were torqued (20 N.cm) to the implants, and standardized maxillary central incisor crowns were cemented. The specimens were subjected to step-stress accelerated life testing (SSALT) in water. Use level probability Weibull curves and reliability for completing a mission of 50,000 cycles at 50, 100, 150, and 200 N were calculated. For finite element analysis (FEA), two virtual models simulating the samples tested in SSALT were constructed. A load of 49 N was applied 30° off-axis at the incisal edge of the crown. The von-Mises stress (σ_{VM}) was calculated for implant and abutment. Failure mode was analyzed using scanning electron microscope.

Results: The beta (β) values were higher than 1 for both taper designs, indicating that failure rate increased over time and fatigue damage accumulation dictated failures. Both groups showed high reliability at 50 and 100 N (up to 98%). However, a significant decrease in reliability was observed in 11.5° TA group at 200 N (54%) relative to 16° TA group (96%). Failures predominantly involved abutment fracture originated at the lingual surface of abutment collar level. In the FEA, 11.5° TA group showed higher σ_{VM} for abutment (39,31% higher) and implant (75,85% higher) when compared to the 16° TA group.

Conclusions: Internal conical implants with 16° taper angle showed higher reliability at high-load missions and lower σ_{VM} for abutment and implant when compared with 11.5° taper angle.

Keywords: Dental implants. Fatigue. Finite element analysis.

1. INTRODUCTION

The use of dental implants has become increasingly widespread since Branemark first observed what he later called osseointegration in 1969 [1,2]. Implant therapy has been considered a treatment alternative with high survival rates for managing not only single-unit replacements but also for complete edentulism with reported 95% survival after 10 years of follow-up [3–5]. Despite the high survival rates, mechanical complications in the prosthetic components, such as screw or abutment loosening have been frequently reported, especially in external connection implants (7.5% after 3 years of follow-up) [6]. The lack of stability of the implant-abutment connection is an important factor for the high rate of clinical complications, mainly in non-splinted single crowns subjected to multidirectional loading that challenges the integrity of the prosthetic components [6,7]. Over the years, several implant systems with a range of implant-abutment connection designs and macrodesign modifications have been developed to reduce the incidence of clinical complications associated with implant-supported reconstructions [8–10]. One of these connections is the internal conical, which has generally shown superior biomechanical behavior and lower marginal bone loss [11] when compared to external connections [12].

Despite the above mentioned favorable clinical outcomes, internal conical implants have also demonstrated some complications, such as screw and abutment loosening (1.5% after 3 years of follow-up) [6,13–15], which may lead to future problems in the implant/abutment system and additional clinical appointments and costs for chairside maintenance [16,17]. Therefore, in attempt to improve the biomechanical behavior of internal conical implant reconstructions, increased internal taper connections have been proposed. The rationale for such a modification lies on the possibility of increasing the contact area between the prosthetic component and the implant, decreasing microgaps and micromovements, which may favor stress

distribution and reduce the incidence of mechanical failures in the implant-prosthetic devices and improve peri-implant tissue response.

Physiologic masticatory forces usually do not surpass the fracture threshold of the implant and prosthetic components, but may lead to gradual loosening of the connection and/or failure as a consequence of long-term cyclic loading [18–21]. The failure of the assembly occurs when stresses exceed the proportional limit of the material, causing rupture or plastic deformation of the component [18–21]. Considering that increased internal conical taper interfaces and its consequent increased well diameter may be more susceptible to strength degradation due to a thinner cervical wall of implants, evaluation of their mechanical behavior becomes paramount. Moreover, in clinical conditions with reduced alveolar ridges and limited prosthetic space, implants with narrower external diameter (i.e. 3.5 mm) has been frequently indicated, which would result in a higher risk to deformations and fractures resulting from mechanical loading. Therefore, *in vitro* fatigue testing and finite element analysis of narrow implants with different internal taper design could provide an insight into the mechanical behavior of the taper design of internal conical implants in a more challenging clinical scenario.

Accordingly, the present study used step-stress accelerated-life testing and finite element analysis to evaluate the probability of survival and stress distribution of internal conical narrow implant systems with different internal taper degrees and internal diameters. The postulated null hypothesis was that increased internal taper degree would not influence the probability of survival and stress distribution.

2. Materials and methods

2.1. Mechanical testing

2.1.1. Sample preparation

Forty-two narrow dental implants ($\varnothing$ 3.5 mm x 8.5 mm) fabricated with commercially pure grade IV titanium with internal conical connections, were assigned in two groups according to the taper angle (TA) and internal diameter (ID): (i) 11.5° TA (ID: 2.5 mm) (Unitite, S.I.N Implant system, São Paulo, SP, Brazil) and (ii) 16° TA (ID: 2.72 mm) (Strong, São Paulo, SP, Brazil).

Implants were vertically embedded into acrylic resin (Jet, Dental Articles Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista - SP, Brazil) with the support of a silicone

matrix (Zetalabor, Zhermack S.p.A., Badia Polesine, Italy). The implant's platform was positioned at the potting surface [22–24]. Standardized maxillary central incisor crowns were waxed up and cast in a cobalt-chrome alloy (Wirobond 280, BEGO, Bremen, Germany). The crowns were cemented using a self-adhesive dual-cure resin cement (Rely X U200, 3M Oral Care, St Paul, MN, USA) onto prefabricated universal abutments (4.5 x 2 x 6 mm) (S.I.N Implant system, São Paulo, SP, Brazil) previously tightened to the implants using a digital torque gauge (Tohnichi BTG150CN-S, Tohnichi America, Buffalo Grove, IL, USA) following the manufacturer's instruction (20 N.cm).

2.1.2. Single load to failure (SLF)

Three specimens of each group were subjected to a single load to failure test (SLF). A uniaxial compression load was applied 30° off-axis (ISO 14801:2016) lingually at the incisal edge of the maxillary central incisor crown using a flat tungsten carbide indenter at a crosshead speed of 1mm/min (Instron model 4411, Instron, Canton, MA, USA). The mean fracture load values were used to design the three profiles for the step-stress accelerated life-testing (SSALT).

2.1.3. Step-stress accelerated life-testing (SSALT)

The remaining specimens (n=18 / group) were assigned into three step-stress profiles, mild (n=9), moderate (n=6), and aggressive (n=3), following the ratio distribution of 3:2:1. SSALT was carried out on an all-electric dynamic test system (ElectroPuls E3000 Linear-Torsion – INSTRON, Norwood, MA, USA) under water at 15 Hz. The load was applied 30° off-axis lingually at the incisal edge by a flat tungsten carbide indenter, as previously mentioned (ISO 14801:2016). All samples were tested until failure (fracture or bending of the abutment or implant), or suspension (no failure at the maximum 1,500 N load level).

Based on the failure distribution, use level probability Weibull curves (probability of failure versus number of cycles) with a use load of 200 N were calculated and plotted using the Weibull distribution and the life-stress relationship by the inverse power law for damage accumulation (90% two-sided confidence interval, CI) (Synthesis 9, Alta Pro 9, Reliasoft). The reliability was calculated for completing a mission of 50,000 cycles at 50, 100, 150 and 200 N (90% two-sided CI). The use level probability Weibull analysis provided the beta (β) value, which describes the

failure rate behavior over time where, $\beta < 1$: failure rate decreases over time, commonly associated with “early failures” or failures that occur due to egregious flaws; $\beta \sim 1$: failure rate does not vary over time, associated with failures of a random nature; and $\beta > 1$: failure rate increases over time, associated with failures related to damage accumulation. [18]

2.1.4. Failure analyses

Failed specimens were inspected under a polarized light microscope (AxioZoom V16, Zeiss, Oberkochen, Germany) then evaluated through scanning electron microscopy (SEM) (JSM-5600LV, Jeol, Boston, Massachusetts, USA) for fractographic analysis.

2.2. Finite element analysis

A CAD software (SolidWorks - Dassault Systems) created 3D virtual models of a crown, implant, abutment, cement layer, cortical, and cancellous bone. The CADs of the implants and abutments were different according to TA and ID, but the external diameter and the length were standardized ($\varnothing$ 3,5 mm x 8,5 mm). A 70 μ m cement layer was simulated between the crown and the abutment. The models were exported to Ansys Workbench 15.0 for mathematical analysis, and a tetrahedral mesh (0.7 mm elements-size) was generated. The materials properties, Young modulus and Poison ration were, respectively: titanium for implant and abutment (104 GPa, 0.34) [25], resin cement (18.3 GPa, 0.33) [26], cortical bone (13.6 GPa, 0.26) [25], cancellous bone (1.36 GPa, 0.31) [25] and cobalt-chrome alloy (218 GPa, 0.33) [25]. All models were considered homogeneous, isotropic and linearly elastics. The contact conditions between implant and abutment were assumed as “no separation,” contacts between crown and abutment and between implant and bone, were assumed as “bonded.” A load of 49 N was applied lingually at the incisal edge of the crown, 30° off-axis. Von-Mises criteria (σ_{VM}) and deformation in millimeters were registered for the implant and the abutment. For cortical and cancellous bone, the evaluation was performed by the criterion of minimum principal stress (σ_{min}) and maximum shear stress (τ_{max}).

3. RESULTS

All samples failed during SSALT. The mean β derived from the use-level probability Weibull curves were $\beta=2.35$ for 11.5° TA group and $\beta = 2.33$ for 16° TA group, indicating that failure rates increased over time and failure were associated fatigue damage accumulation.

Figure 1 shows the use level probability Weibull curves (90% 2-sided confidence bounds), showing the probability of failure versus number of cycles at a use load of 200 N. The calculated reliability with 90% confidence intervals for missions of 50,000 cycles at 50, 100, 150 and 200 N (Table 1), showed that the cumulative damage from loads reaching 50 and 100 N would keep the probability of survival higher than 98% for both implants. However, a significant decrease in reliability was observed in 11.5° TA group at 200 N (54%) relative to 16° TA group (96%).

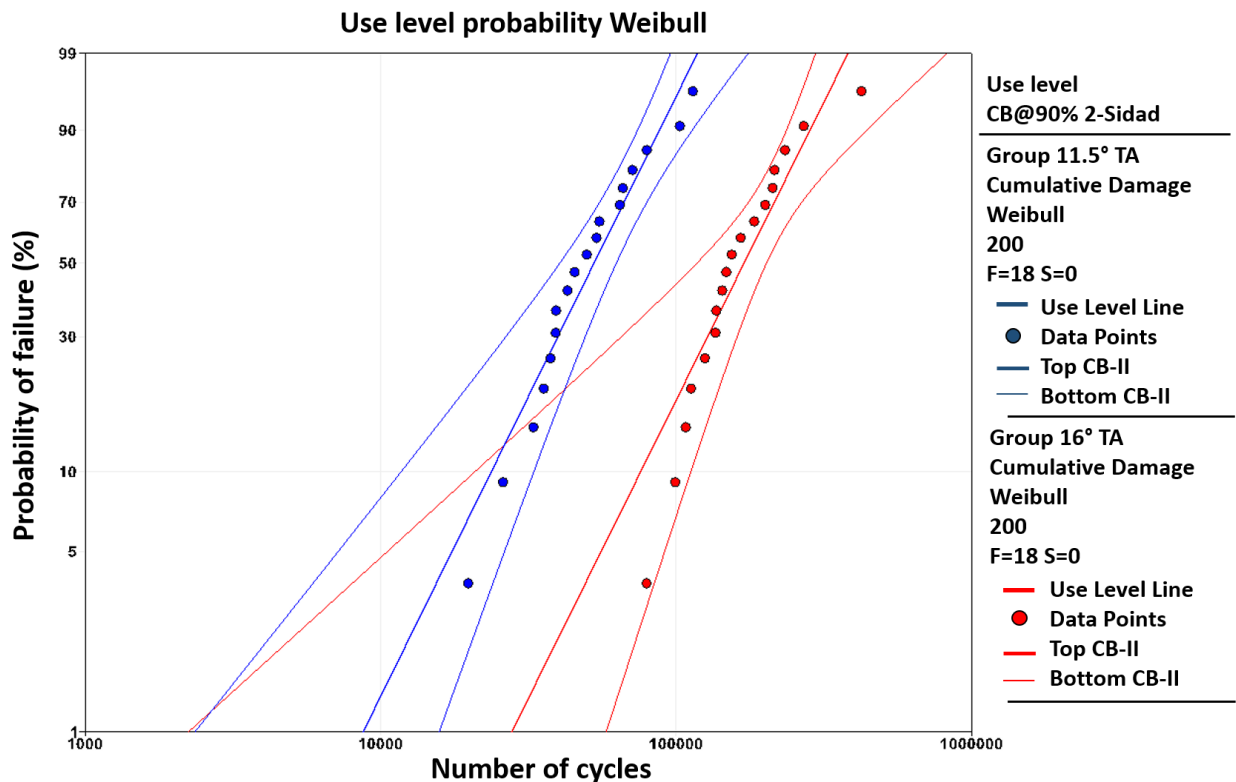


Fig. 1. Use level probability Weibull (90% confidence bound) showing the probability of failure versus number of cycles for tested groups (set load of 200 N).

Table 1. Calculated reliability (%) for a given mission of 50,000 cycles at a set load of 50, 100, 150 and 200 N.

		50 N		100 N		150 N		200 N	
		11.5°TA	16°TA	11.5°TA	16°TA	11.5°TA	16°TA	11.5°TA	16°TA
50,000 cycles	upper bound	1	1	1	1	0.99	1	0.69	0.99
	Reliability	1	0.99	1	0.98	0.97	0.97	0.54 **	0.96 *
	lower bound	1	0.93	0.99	0.9	0.9	0.85	0.37	0.77

*different symbols indicate significant difference between groups for the calculated mission.

SEM micrographs (Fig. 2) show the fractured abutment and origin of the fracture marked by a black asterisk, where the loading caused local tensile stress. When the stress exceeded the titanium strength, a plastic zone is created as titanium has ductile behavior, and the deformation process occurs. A rupture zone was observed at the opposite surface of the origin. In this study, all samples failure was restricted to fractures in the abutment.

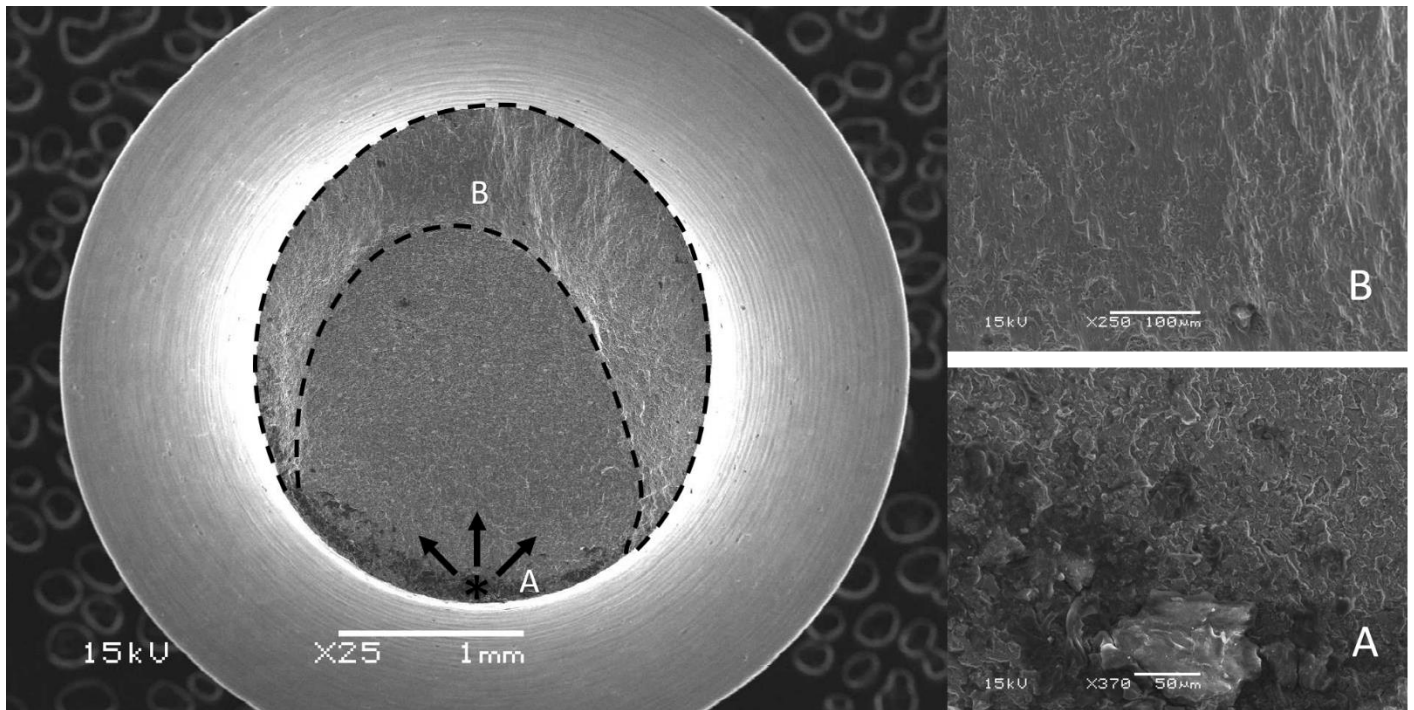


Fig. 2. Abutment fractured during SSALT (25x magnification). Fracture origin (black asterisk) where the surface was subjected to cyclic tensile stress, magnified on the right side (A). The black arrows indicate the direction of crack propagation. The rupture zone at the area submitted to compression stress was represented on the opposite side (B).

The FEA showed a stress distribution location that matched to the area where fracture occurred during SSALT, as depicted in the SEM micrographs (Fig. 3). The highest stress concentration, in both models, was observed at the abutment and on the internal walls of the implant (Fig. 4). Data on the von-Mises criteria, deformation in millimeters, minimum principal stress, and shear stress according to 11.5° TA and 16° TA groups, and the difference between models are presented in Table 2. 11.5° TA group showed higher σ_{VM} for the implant (75,85% higher) and abutment (39,31% higher) when compared to the 16° TA group. The figure 5 showed the Minimum principal stress and shear stress for cortical and cancellous bone (MPa) for both groups.

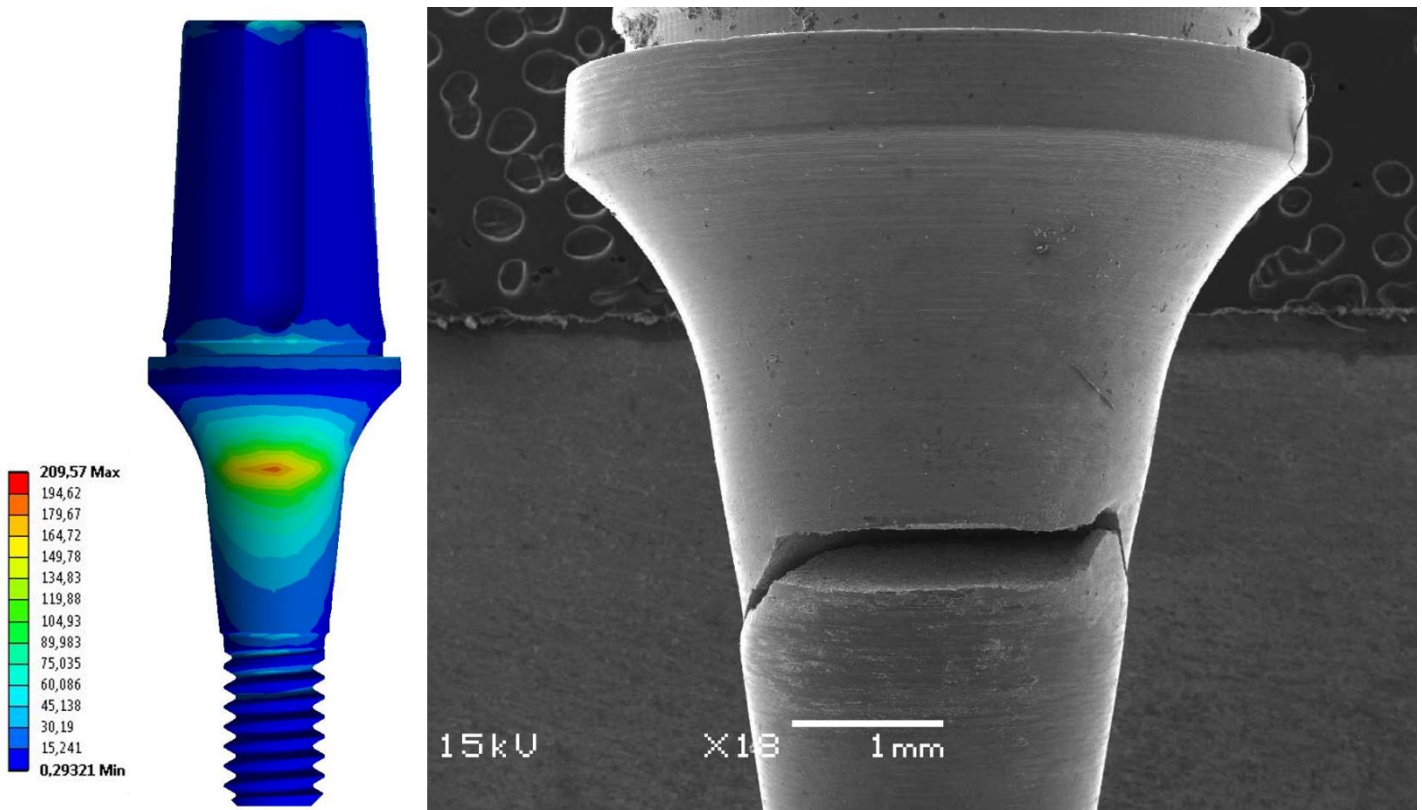


Fig. 3. Von-Mises stress peak concentration in fractured abutment comparable at SEM images after the SSALT test.

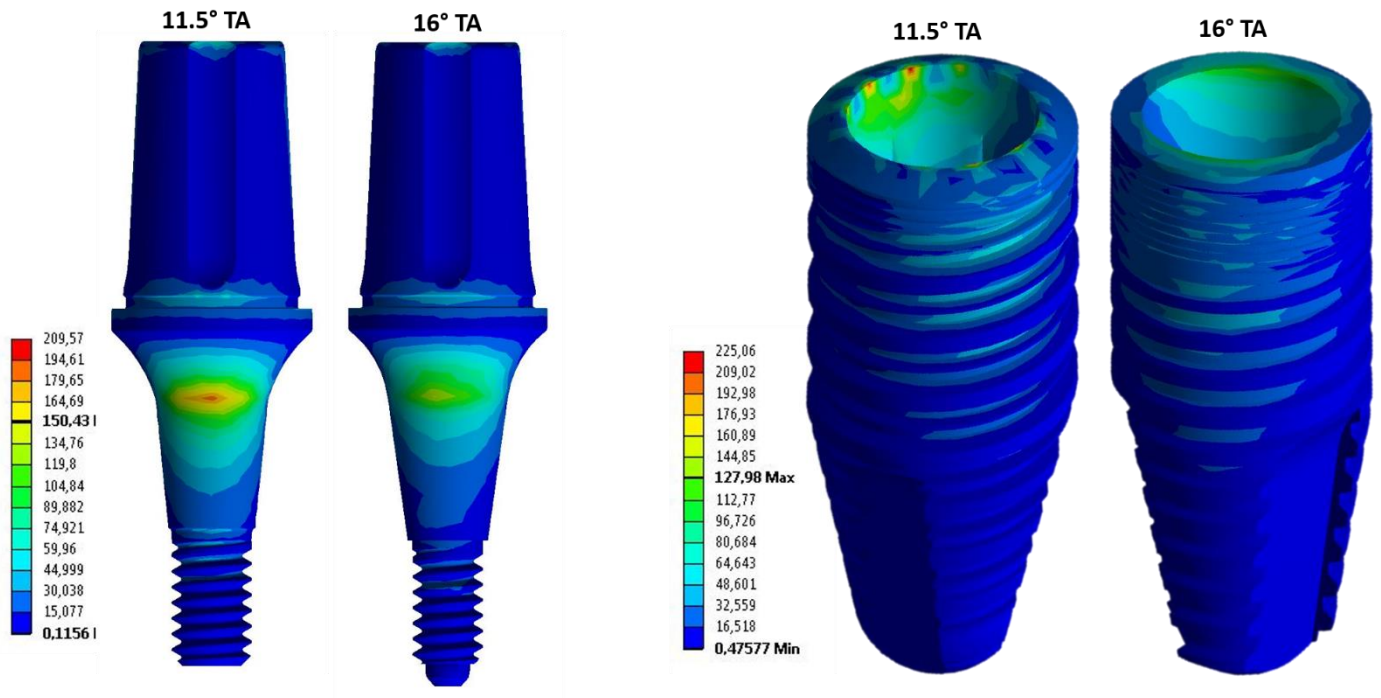


Fig. 4. Stress peak concentration at the abutment and implant for both groups.

Table 2. Von-Mises criteria and deformation (mm) of implants and abutment. Minimum principal stress and shear stress for cortical and cancellous bone (MPa), and the differences between the groups (%).

	11.5° TA	16° TA	Difference
σ_{VM} implant (MPa)	225.06	127.98	75.85%
σ_{VM} abutment (MPa)	209.57	150.43	39.31%
Deformation for implant (mm)	0.0053051	0.0050851	4.32%
Deformation for abutment (mm)	0.034007	0.026525	28.11%
σ_{min} Cortical bone (MPa)	35.085	26.603	31.88%
σ_{min} Cancellous bone (MPa)	1.9067	16.823	13.33%
τ_{max} Cortical bone (MPa)	17.529	12.438	40.93%
τ_{max} Cancellous bone (MPa)	1.5281	12.849	18.92%

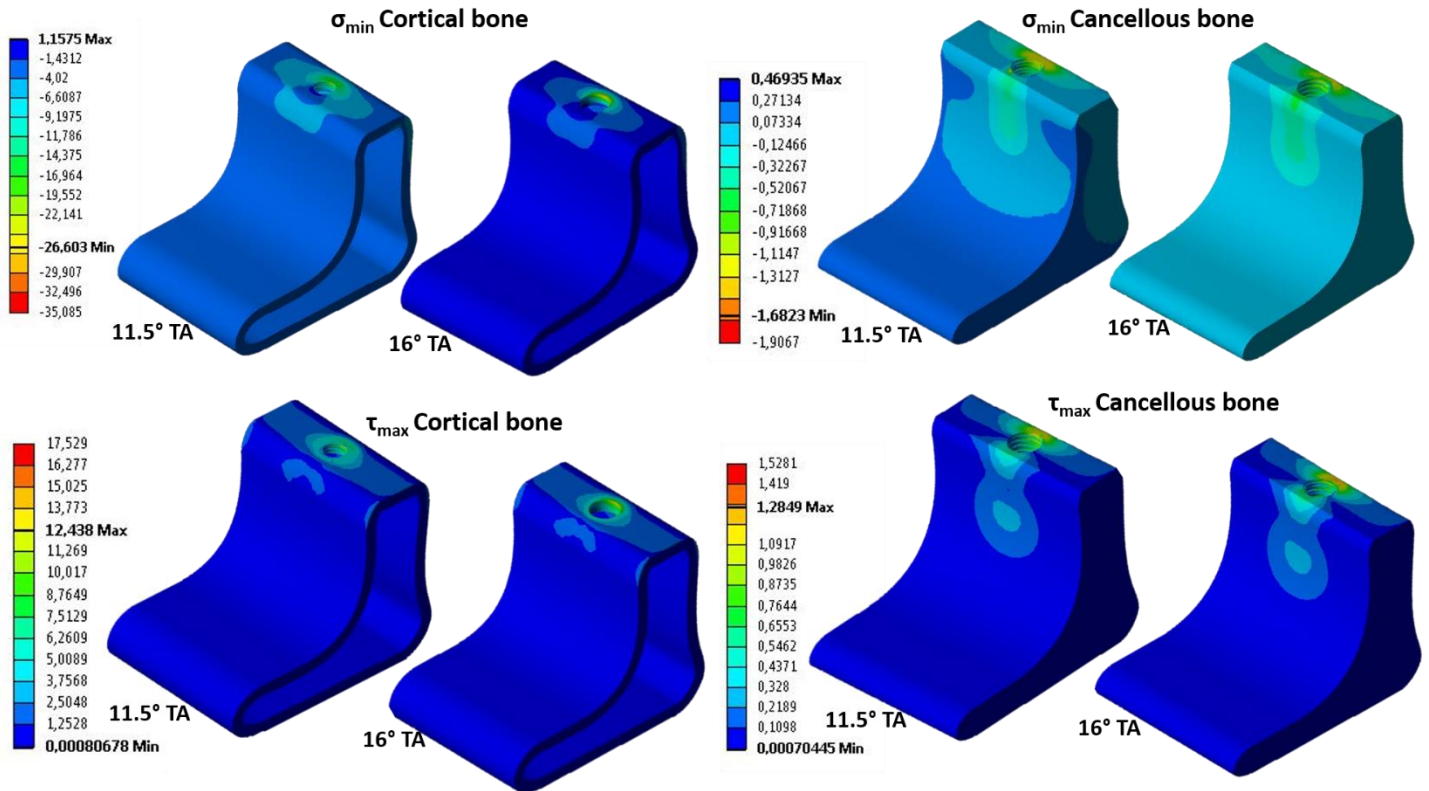


Fig 5. Minimum principal stress and shear stress for cortical and cancellous bone (MPa) for both groups.

4. DISCUSSION

Since internal conical connection implants are widely used clinically, [12] understanding the effect of the variations of implant-abutment geometry design on fatigue and stress becomes important as a predictor for clinical success, especially in narrow implants. The SSALT was used to predict the probability of survival and failure modes of 2 different internal taper angles, 11.5° TA and 16° TA of narrow implants. At a given mission of 50 and 100 N load, all groups showed a high probability of survival in a mission of 50,000 cycles, suggesting that all implants tested are safe for clinical use to replace teeth in the anterior region and probably can be safely used. This is probably because during mastication the bite force in the anterior region ranges from 65 to 100 N [27–29]. However, the probability of survival of 11.5° TA group (54%) was significantly lower than 16° TA group (96%) in a given mission of 50,000 cycles at a set load of 200 N, which may be a consequence of the extrapolated anterior teeth loads that lead to a potential decrease in the probability of

survival of implant-supported devices. The results of the fatigue analysis corroborate a previous reliability study of internal conical connection narrow implants (3.5 mm), exhibiting high reliability at 100 N at 50,000 mission cycles (97% and 96%, respectively) [30].

In the present study, the beta values were >1 for all groups, indicating that, irrespective of the difference in the taper angle and internal diameter, the failure rate increased over time, and fatigue damage accumulation was an acceleration factor for failure [18]. Therefore, it is possible to assume that the longer the abutment/implant system remains in the mouth, the likelihood of failure due to the accumulation of damage will increase once this system receives constant and repetitive loads [31].

In the FEA analysis, the Von Mises stress criteria, which is associated with fatigue behavior of ductile materials, evidenced higher stress concentration at the abutment (39.31% higher) and implant (75.85% higher) in 11.5° TA system when compared to the 16° TA system. This fact may lie on the increase in the internal diameter and conical interface from 16° TA interface, increasing the prosthetic component proportionally and ensuring a greater contact area between the prosthetic component and the implant, which may improve stress distribution and provide better results for the implant-abutment device.

All failures at SSALT were restricted to abutments, as previously reported (cite references and delete names Bordin et al. (2018); Bordin et al. (2017) and Hirata R et al. (2016)). This result might be due to the friction-locking system of internal conical implant-abutment connection, which extends the contact of the abutment with the internal implant walls, protecting the implant from fracture [23,32,33]. After SSALT, the fracture origin and the direction of crack propagation of the abutments were evaluated. The ductile fractures as a result of stresses exceeding the material yield strength left marks indicating crack propagation from lingual to buccal, where forces naturally occur and simulated in this study, at the abutment collar level [22,33–35]. Similarly, Bordin et al (2017) investigated the mechanical behavior of narrow implants and the fracture origin and direction of crack propagation were found on the abutment [22].

The main advantage of SSALT is that it quickly yielded failures, ensured by the increasing stress levels, and showed to be a method able to reproduce *in vitro* the fracture modes observed clinically. However, this study presented limitations that include restorations of a single element, cobalt-chrome crowns, and under clinical

conditions, masticatory function occurs at variable and low stress, and not step-stress [18]. For this reason, it is important to acknowledge that future clinical trials on narrow implant systems with varying internal taper are performed to confirm these *in vitro* and *in silico* findings.

5. CONCLUSION

Based on the results and the limits of this study, it can be concluded that implants systems with greater taper angle, 16° TA, and internal diameter showed higher reliability at higher loads and lower σ_{vm} for abutment and implant when compared to conventional 11.5° TA.

Acknowledgements

This work was financed in part by the Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Finance Code 001, FAPESP 2012/19078-7 and 2019/08693-1. The authors also wish to thank S.I.N. Implant System for their support with the materials used in this study.

REFERENCES

- [1] Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81–100.
- [2] Scarano A, Mortellaro C, Brucoli M, Lucchina AG, Assenza B, Lorusso F. Short Implants. J Craniofac Surg 2018;29:2272–6.
- [3] Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A review on biomaterials in dental implantology. Int J Biomed Sci 2015;11:113–20.
- [4] Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont 2002;15:413–4.
- [5] Hjalmarsson L. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years 2016;9:155–62.
- [6] Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic

- review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:202–16.
- [7] Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, et al. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dent Mater* 2012;28:e218-28.
 - [8] Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. *J Periodontal Implant Sci* 2014;44:102–8.
 - [9] Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol* 2004;30:178–88.
 - [10] Lovatto ST, Bassani R, Sarkis-Onofre R, dos Santos MBF. Influence of Different Implant Geometry in Clinical Longevity and Maintenance of Marginal Bone: A Systematic Review. *J Prosthodont* 2018:1–9.
 - [11] Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2018;70:14–22.
 - [12] Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res - Part A* 2014;102:552–74.
 - [13] Santiago JF, Verri FR, Almeida DADF, De Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C* 2016;63:292–300.
 - [14] Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF, Almeida DA de F, Batista VE de S, Noritomi PY, et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J* 2018;29:30–5.
 - [15] Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:1229–36.
 - [16] Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:720–6.
 - [17] Mangano F, Lucchina AAG, Brucoli M, Migliario M, Mortellaro C, Mangano C.

- Prosthetic Complications Affecting Single-Tooth Morse-Taper Connection Implants 2018;29:2255–62.
- [18] Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28:18–27.
 - [19] Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *J Prosthodont Res* 2018;62:24–30.
 - [20] Parrington RJ. Fractographic Features in Metals and Plastics. *Adv Mater Process* 2003;161:37–40.
 - [21] Almeida EO, Freitas Júnior AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Coelho PG. Effect of microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:191–6.
 - [22] Bordin D, Bergamo ETP, Fardin VP, Coelho PG, Bonfante EA. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;71:244–9.
 - [23] Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont* 2018;27:659–64.
 - [24] Bordin D, Bergamo ETP, Bonfante EA, Fardin VP, Coelho PG. Influence of platform diameter in the reliability and failure mode of extra-short dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018;77:470–4.
 - [25] Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP da S, Cruz S. Finite Element Stress Analysis of Dental Prostheses Supported by Straight and Angled Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:391–401.
 - [26] LL L, Zhong-yi W, Zhong-cheng BAI, Yong MAO, Bo GAO, Hai-tao XIN, et al. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)* 2006;119:305-11.
 - [27] Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W JJ. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519–24.

- [28] Kampe T, Haraldson T, Hannerz H, Carlsson GE, Kampe T, Haraldson T, et al. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand* 1987;45:101-7.
- [29] J P, JW O. The effect of pressure on a maximum bite force in man incisal. *Arch Oral Biol* 1997;42:11–7.
- [30] Freitas GP, Hirata R, Bonfante EA, Tovar N, Coelho PG. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Int J Prosthodont* 2016;29:179–85.
- [31] Griggs JA. Dental Implants. *Dent Clin North Am* 2017;61:857–71.
- [32] Merz BR, Belser UC. Mechanics of the Implant-Abutment Connection : An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2000;15:519–26.
- [33] Almeida EO, Freitas AC, Bonfante EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:103–8.
- [34] Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:197–202.
- [35] Malta Barbosa J, Navarro da Rocha D, Hirata R, Freitas G, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of External Hexagon Connections on Cemented Implant-Supported Crowns. *Implant Dent* 2018:1.

3 DISCUSSÃO GERAL

Considerando a importância da resistência à fadiga e distribuição de tensão no sistema implante-abutment para o sucesso clínico a longo prazo da reabilitação e reconhecendo que implantes Cone Morse estreitos são amplamente utilizados clinicamente e possuem propriedades biomecânicas superiores, especialmente em casos unitários [8], o presente estudo avaliou a probabilidade de falha e distribuição de tensões em sistemas de implantes Cone Morse estreitos com diferentes conicidades internas (CI) e diâmetros internos (DI).

A análise de fadiga acelerada progressiva foi realizada com objetivo de prever a probabilidade de sobrevivência e modo de falha que ocorrem clinicamente dos diferentes tipos de implantes comparados nesta pesquisa [24]. Quando avaliados em uma carga de 50 e 100 N, todos os grupos mostraram uma alta probabilidade de sobrevivência em uma missão de 50.000 ciclos, sugerindo que todos os implantes testados são seguros para uso clínico em substituição aos dentes na região anterior e provavelmente podem ser usados com segurança. Isso ocorre pois durante a mastigação a força de mordida na região anterior varia de 65 a 100 N [28–30]. No entanto, a probabilidade de sobrevivência do grupo CI 11,5° foi significativamente menor (54%) comparados ao grupo CI 16° (96%) em uma missão de 50,000 ciclos a uma carga de 200 N. Esse fenômeno ocorre pois quando as cargas são extrapoladas, a probabilidade de sobrevivência dos implantes diminui exponencialmente. Os resultados da análise de fadiga corroboram com os achados de Freitas et al. (2016), no qual avaliaram a confiabilidade de implantes cone morse com diâmetro externo de 3,5 mm, estes, apresentaram alta confiabilidade em 100 N em missões de 50,000 e 100,000 ciclos (97% e 96%, respectivamente) [7].

O valor beta (β) descreve o comportamento da taxa de falhas ao longo do tempo. No presente estudo, os valores beta dos dois grupos foram > 1 , indicando que, independente da diferença de CI e DI, a taxa de falha aumentou ao longo do tempo e o acúmulo de danos por fadiga foi um fator de aceleração para falha [24]. Portanto, é possível supor que quanto mais tempo o sistema abutment / implante permanecer na boca, a probabilidade de falha devido ao acúmulo de dano aumentará, uma vez que este sistema receba cargas constantes e repetitivas.

Na AEF os critérios de estresse de Von Mises, associados ao comportamento à fadiga de materiais dúcteis, evidenciaram maior concentração de tensão no abutment (39,31% maior) e implante (75,85% maior) no grupo que possui CI 11,5°, quando comparados ao grupo CI 16°. Esse resultado possivelmente se deve ao aumento do diâmetro interno e da interface cônica dos implantes do grupo CI 16°, aumentando proporcionalmente o componente protético, desta forma o sistema garantiu maior área de contato entre o abutment e o implante, melhorando a distribuição de tensão, proporcionando melhores resultados.

Com relação ao osso cortical e medular, a AEF mostrou que os implantes do grupo CI 11,5° apresentaram maior concentração de tensão no osso cortical e medular na interface osso-implante quando comparados ao grupo CI 16°. Clinicamente, este resultado pode influenciar na resposta óssea do paciente, uma vez que um maior acúmulo de tensão nesta região, pode desencadear reabsorção óssea, induzindo micro-danos, podendo levar a futuras falhas do sistema [31,32].

Todas as falhas da análise de fadiga acelerada progressiva foram restritas aos abutments, esses resultados corroboram os estudos de Bordin et al. (2018); Bordin et al. (2017) e Hirata R et al. (2016) que encontraram os mesmos padrões de falha observados neste estudo. Este resultado se deve ao sistema de travamento por atrito da conexão interna abutment-implante, que prolonga o contato do abutment com as paredes internas do implante, protegendo o implante de fraturas [18,33,34]. Após o teste de fadiga acelerada progressiva, foi possível identificar a origem da fratura e a direção da propagação de trincas dos abutments nas análises do MEV. As fraturas dúcteis, como resultado de tensões que excedem a resistência ao escoamento do material, deixaram marcas indicando a propagação de trincas do lingual para o vestibular, onde as forças ocorrem naturalmente como simuladas neste estudo [18,31,35,36]. Da mesma forma, como Bordin et al (2017), onde a origem da fratura e a direção da propagação da fissura foram encontradas também no abutment [31].

A principal vantagem do teste de fadiga acelerada progressiva é em relação as falhas, que são rapidamente produzidas pelo aumento dos níveis de estresse, além disso, este teste demonstrou ser capaz de reproduzir *in vitro* os modos de fratura observados clinicamente. No entanto, este estudo apresentou

limitações, que incluem restaurações confeccionadas em liga cobalto-cromo e além disso, sob condições clínicas, a maioria dos dentes são submetidos ao estresse constante e não estresse por etapas como ocorre no teste de fadiga acelerada progressiva [20]. Por esses motivos, é importante reconhecer que futuros estudos de ensaios clínicos relacionados a sistemas de implantes Cone Morse com diferentes conicidades internas e diâmetros internos devem ser realizados para validar estes achados *in vitro* e *in silico*.

4 CONCLUSÃO

Com base nos resultados e nas limitações deste estudo, pode-se concluir que os sistemas de implantes com maior conicidade e diâmetro interno, CI 16°, apresentaram maior confiabilidade em cargas altas e σ_{VM} mais baixos para o abutment e implante quando comparados com implantes cone morse convencionais.

REFERÊNCIAS

- [1] Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses: *I. Experimental Studies*. Scand J Plast Reconstr Surg 1969;3:81–100.
- [2] Scarano A, Mortellaro C, Brucoli M, Lucchina AG, Assenza B, Lorusso F. Short Implants. J Craniofac Surg 2018;29:2272–6.
- [3] Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, Anand M, Amarnath GS, Mankar S. A review on biomaterials in dental implantology. Int J Biomed Sci 2015;11:113–20.
- [4] Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. Int J Prosthodont 2002;15:413–4.
- [5] Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res 2008;19:119–30.
- [6] Lin G, Ye S, Liu F, He F. A retrospective study of 30959 implants: risk factors associated with early and late implant loss. J Clin Periodontol 2018;45:733–743.
- [7] Freitas GP, Hirata R, Bonfante EA, Tovar N, Coelho PG. Survival Probability of Narrow and Standard-Diameter Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. Int J Prosthodont 2016;29:179–85.
- [8] Bragger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res 2005;16:326–34.
- [9] Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. Clin Oral Implants Res 2007;18:720–6.
- [10] Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B. Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. J Periodontal Implant Sci 2014;44:102–8.
- [11] Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. J Oral

- Implantol 2004;30:178–88.
- [12] Lovatto ST, Bassani R, Sarkis-Onofre R, dos Santos MBF. Influence of Different Implant Geometry in Clinical Longevity and Maintenance of Marginal Bone: A Systematic Review. *J Prosthodont* 2018;1–9.
 - [13] Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res - Part A* 2014;102:552–74.
 - [14] Santiago JF, Verri FR, Almeida DADF, De Souza Batista VE, Lemos CAA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C* 2016;63:292–300.
 - [15] Lemos CAA, Verri FR, Santiago JF, Almeida DA de F, Batista VE de S, Noritomi PY, et al. Retention System and Splinting on Morse Taper Implants in the Posterior Maxilla by 3D Finite Element Analysis. *Braz Dent J* 2018;29:30–5.
 - [16] Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:1229–36.
 - [17] Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38:87–97.
 - [18] Almeida EO, Freitas AC, Bonfante EA, Marotta L, Silva NRFA, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:103–8.
 - [19] Mangano F, Lucchina ãAG, Brucoli M, Migliario M, Mortellaro C, Mangano C. Prosthetic Complications Affecting Single-Tooth Morse-Taper Connection Implants 2018;29:2255–62.
 - [20] Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28:18–27.
 - [21] Yamaguchi S, Yamanishi Y, Machado LS, Matsumoto S, Tovar N, Coelho PG, et al. In vitro fatigue tests and in silico finite element analysis of dental implants with different fixture/abutment joint types using computer-aided design models. *J Prosthodont Res* 2018;62:24–30.
 - [22] Parrington RJ. Fractographic Features in Metals and Plastics. *Adv Mater Process* 2003;161:37–40.
 - [23] Almeida EO, Freitas Júnior AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Coelho PG. Effect of microthread presence and restoration design (screw versus

- cemented) in dental implant reliability and failure modes. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:191–6.
- [24] Bonfante EA, Coelho PG. A Critical Perspective on Mechanical Testing of Implants and Prostheses. *Adv Dent Res* 2016;28:18–27.
 - [25] Amaral CF, Gomes RS, Rodrigues Garcia RCM, Del Bel Cury AA. Stress distribution of single-implant-retained overdenture reinforced with a framework: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent* 2017:1–6.
 - [26] Chowdhary R, Halldin A, Jimbo R, Wennerberg A. Evaluation of stress pattern generated through various thread designs of dental implants loaded in a condition of immediately after placement and on osseointegration--an FEA study. *Implant Dent* 2013;22:91–6.
 - [27] Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses : Advances and challenges in dental applications 2008;36:463–71.
 - [28] Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W JJ. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519–24.
 - [29] Kampe T, Haraldson T, Hannerz H, Carlsson GE, Kampe T, Haraldson T, et al. Occlusal perception and bite force in young subjects with and without dental fillings. *Acta Odontol Scand* 1987;45:101-7.
 - [30] J P, JW O. The effect of pressure on a maximum bite force in man incisal. *Arch Oral Biol* 1997;42:11–7.
 - [31] Bordin D, Bergamo ETP, Fardin VP, Coelho PG, Bonfante EA. Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis. *J Mech Behav Biomed Mater* 2017;71:244–9.
 - [32] Duyck J1, Rønold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J EJ. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants : an animal experimental study. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:207–18.
 - [33] Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *J Prosthodont* 2018;27:659–64.
 - [34] Merz BR, Belser UC. Mechanics of the Implant-Abutment Connection : An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint. *Int J Oral Maxillofac Implant*

- 2000;15:519–26.
- [35] Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:197–202.
- [36] Malta Barbosa J, Navarro da Rocha D, Hirata R, Freitas G, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of External Hexagon Connections on Cemented Implant-Supported Crowns. *Implant Dent* 2018:1.

ANEXOS

ANEXO 1: Submissão do artigo ao periódico

Carta de submissão do artigo no periódico Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials

Confirm co-authorship of submission to Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials <em@editorialmanager.com>

Sáb, 29/02/2020 15:30

Para: Mariana Itaborai Moreira Freitas <marianaitaborai@hotmail.com>

This is an automated message.

Probability of survival and stress distribution in narrow implants systems with different internal taper design by Dr Altair Del Bel Cury

Dear Freitas,

You have been listed as a contributing author for the above referenced manuscript. Please confirm whether you are a contributing author by clicking one of the following links.

Yes, I made a significant contribution to this manuscript and meet the criteria for authorship (detailed in the Guide for Authors of Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials)

<https://www.editorialmanager.com/jmbbm/l.asp?i=66368&l=I1GSQRH8> You may be asked to register to complete this confirmation. Once complete, you will be able to view the status of the submission as it goes through the editorial process by logging in at <https://www.editorialmanager.com/jmbbm/>.

No, I did not contribute significantly to this manuscript and do not meet the criteria for authorship: <https://www.editorialmanager.com/jmbbm/l.asp?i=66369&l=0F7S4UPL>.

If, for any reason, the above links do not work, please log in as an author at <https://www.editorialmanager.com/jmbbm/>.

Thank you in advance for your confirmation.

Kind regards,

Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials

ANEXO 2: Verificação de originalidade e prevenção de plágio

Turnitin Relatório de Originalidade

Probabilidade de falha e distribuição de tensões em implantes cone morse com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos por Mariana Itaborai Moreira Freitas



De Probabilidade de falha e distribuição de tensões em implantes cone morse com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos (Probabilidade de falha e distribuição de tensões em implantes cone morse com diferentes interfaces cônicas e diâmetros internos)

- Processado em 16-mar-2020 17:33 -03
- Identificação: 1276647376
- Contagem de Palavras: 5491

Índice de Semelhança
27%
Semelhança por Fonte

Internet Sources:

13%

Publicações:

24%

Documentos de Aluno:

12%

Fontes:

- 1 8% match (publicações)
[Dimorvan Bordin, Edmara T.P. Bergamo, Vinicius P. Fardin, Paulo G. Coelho, Estevam A. Bonfante. "Fracture strength and probability of survival of narrow and extra-narrow dental implants after fatigue testing: In vitro and in silico analysis", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2017](#)
- 2 4% match (publicações)
[Dimorvan Bordin, Edmara T.P. Bergamo, Estevam A. Bonfante, Vinicius P. Fardin, Paulo G. Coelho. "Influence of platform diameter in the reliability and failure mode of extra-short dental implants", Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2018](#)
- 3 2% match (documentos dos alunos a partir de 03-mar-2020)
[Submitted to Universidade Estadual de Campinas on 2020-03-03](#)
- 4 1% match (Internet a partir de 26-ago-2019)
http://www.paleobiomics.org/assets/paleobiomics_coelho_bioceramics.pdf