

Marcos Boaventura de Moura

**Avaliação mecânica da estabilidade de pilares cone
Morse com diferentes características de fabricação:
*Estudo in vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2017

Marcos Boaventura de Moura

**Avaliação mecânica da estabilidade de pilares cone
Morse com diferentes características de fabricação:
Estudo *in vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia na Área de Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo

Banca examinadora:

Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. George Furtado Guimarães

Uberlândia, 2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

-
- M929a Moura, Marcos Boaventura de, 1984
2017 Avaliação mecânica da estabilidade de pilares cone Morse com
diferentes características de fabricação: estudo in vitro / Marcos
Boaventura de Moura. - 2017.
78 f. : il.
- Orientador: Paulo César Simamoto Júnior.
Coorientador: Cleudmar Amaral de Araújo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. 3.
Biomecânica - Teses. I. Simamoto Júnior, Paulo César, 1977. II. Araújo,
Cleudmar Amaral de, 1963. III. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº307 – COPOD

Data: 13/02/2017

Discente: Marcos Boaventura de Moura Matrícula: 11512ODO013

Título do Trabalho: Avaliação mecânica da estabilidade de pilares cone Morse com diferentes características de fabricação: Estudo in vitro.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e Prótese sobre Implantes.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Implantodontia e Prótese sobre Implantes.

As oito horas do dia **treze de fevereiro ano de 2017** no Anfiteatro Bloco 4L, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Janeiro 2017, assim composta: Professores Doutores: Flávio Domingues das Neves (UFU); George Furtado Guimarães (São Leopoldo Mandic); e Paulo César Simamoto Júnior (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) Marcos Boaventura de Moura.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Paulo César Simamoto Júnior apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores(as), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Após a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.


Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

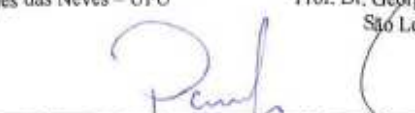
Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 11 horas e 30 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves – UFU



Prof. Dr. George Furtado Guimarães
São Leopoldo Mandic



Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior – UFU
Orientador (a)

DEDICATÓRIA

À DEUS,

Obrigado Senhor por me mostrar que sou protegido, guiado e iluminado pela sua presença divina no mais íntimo do meu ser. Agradeço por me dar abrigo na tempestade, por endireitar o que está torto e criar saídas onde parece não haver escapatória.

Aos meus pais Vandir e Vany,

Dedico esse trabalho a vocês, obrigado pelo imenso amor e paciência durante toda essa trajetória, pelas palavras de incentivo e carinho e os sorrisos que me acalmavam nos momentos difíceis, por estarem ao meu lado em todos os momentos, me orientando, passando segurança e tranquilidade para seguir em frente e alcançar os objetivos. Vocês são meus maiores exemplos de vida, me orgulho por tê-los como meus pais. Minha maior alegria é vê-los felizes. É inexplicável a admiração que tenho por vocês, saibam que essa, como todas as minhas vitórias são nossas, muito obrigado. Amo muito vocês!

Ao meu irmão, Marcelo,

Obrigado pelo companheirismo de longa data, pela amizade, por ajudar a contribuir para a formação da minha personalidade e caráter, me orgulho muito de você e agradeço o carinho e o incentivo de sempre. Você é a maior ponte com o meu passado e possivelmente será quem vai me apoiar no futuro. Amo você!

À minha tia querida Vânia,

Tia querida, amada, sincera, amiga, serva fiel do Deus Pai, obrigado por existir, obrigado pelas orações de cada dia, pelo amor demonstrado a cada palavra dita nas nossas poucas, mas intensas conversas. Admiro sua garra, sua honestidade, simplicidade, humildade, a senhora sim é para mim como uma segunda mãe. Amo a senhora!

À minha tia Diná,

Agradeço à senhora por tudo que fez por mim, obrigado por todas as vezes que pude estar na sua casa passando férias na minha infância e pelo carinho de sempre. Obrigado por me dar abrigo e apoio incondicional durante esses dois anos do meu mestrado, lembrarei eternamente de todos os gestos que dedicastes a mim nesse tempo, a senhora sempre fará parte da minha vida, do meu carinho e da minha atenção. Amo a senhora tia!

À minha querida Avó Sebastiana,

Pelo carinho e amor que sempre demonstrou ter por mim. Meu eterno agradecimento à senhora, onde quer que esteja, dedico essa vitória a senhora, muita saudade sempre. Sempre amarei a senhora!

À minha família e amigos,

Agradeço e demonstro minha gratidão aqui a todos os meus familiares e amigos, de perto ou de longe, tios, tias, primos e primos e amigos de verdade, meu muito obrigado a todos.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior,

Professor, “chefe”, meu querido amigo, a você o meu agradecimento é especial, pois sem você esse trabalho não teria se concretizado, ter a sua orientação foi um prazer e o conhecimento a mim passado durante o mestrado foi de uma importância imensurável para minha vida pessoal e profissional. Admiro o seu profissionalismo, sua ansiedade pelo ensino e a busca constante pelo aperfeiçoamento dos seus alunos. Fazer parte da equipe da Prótese da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU) ao seu lado para mim foi e sempre será uma honra. Obrigado pela sua amizade e por todas as oportunidades que o senhor me ofereceu durante esses dois anos. À você minha eterna gratidão.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À todos os professores que participaram da minha formação inicial,

Agradeço imensamente à todos os professores que participaram da minha formação inicial no ensino fundamental e médio. Meu muito obrigado por tudo que se dedicaram para passar seus conhecimentos à mim e aos meus colegas. No ensino fundamental agradeço as minhas ex-professoras, donas **Maria Divina, Maria Helena (Leninha), Maria Conceição**, agradeço também a todos os professores do meu ensino médio que participaram direta ou indiretamente da minha formação.

Aos professores da Faculdade de Odontologia da Universidade de Uberaba - UNIUBE,

Minha eterna gratidão também a todos os professores que participaram da minha graduação em Odontologia na Universidade de Uberaba, em especial ao professor Dr. **Christiano Marinho** que me ajudou demais no tocante aos meus sonhos profissionais, ao professor Dr. **Gilberto Borges** que me ajudou bastante, sendo um exemplo de profissionalismo para mim e ao professor Dr. **Wildomar José de Oliveira** que me deu a oportunidade de desenvolver um projeto de iniciação científica, sendo bolsista e com sua brilhante orientação.

Aos professores/coordenadores da minha Especialização em Implantodontia,

Aos prof(s) Dr(s). **George Furtado Guimarães** e **James Carlos Nery** e equipe, obrigado pelos 2 anos de muito aprendizado durante minha especialização em Implantodontia na São Leopoldo Mandic – Brasília. Se hoje estou dando mais um passo rumo ao crescimento profissional tem o dedo de vocês, obrigado pelos conselhos, orientações, pela confiança durante os atos cirúrgicos e protéticos. Obrigado pela paciência e orientação na escrita do nosso artigo e por estarem sempre presentes quando precisei, tenho grande admiração pelas pessoas que vocês são, e pelo profissionalismo que demonstram com seus funcionários, pacientes e alunos.

A todos os professores da Faculdade de Odontologia da UFU que participaram da minha formação durante o mestrado,

Agradeço de coração a todos pelos ensinamentos que tive durante esses dois anos de mestrado aqui na Universidade Federal de Uberlândia. Em especial quero agradecer ao prof. Dr. **Alfredo Júlio Fernandes Neto**, homem de caráter, honesto e excelente profissional, obrigado pelas várias conversas, pelos conselhos e principalmente pelo apoio de sempre em algumas decisões.

Aos queridos amigos da Pós-graduação, em especial **Caio César Dias Resende, Lucas do Nascimento Tavares, Frederick Khalil Karam, Luiz Henrique Ferreira Júnior, Ede Lausson, Cássio Vinhadelli, Guilherme Moura, Morgana Guilherme, Luisa Cavalcante, Nayara Ribeiro de Freitas e Karine Loureiro.**

Agradeço em especial à minha dupla de mestrado, **Lívia Bonjardim Lima**, obrigado por tudo que fez por mim, falo de coração que você foi obra de Deus para me ajudar durante esses dois anos. Agradeço ternamente pela paciência que dispendeu a meu favor sempre, pelos artigos que me ajudou, pelas orientações nas disciplinas, por me emprestar sua máquina fotográfica para que eu pudesse desenvolver meu projeto, enfim meu muito obrigado por tudo!

Ao grande amigo da minha infância, Rodrigo Fernandes (Bardú), porque entre tantos amigos de hoje e de ontem você sempre será lembrado por mim com um carinho muito especial, você participou da minha infância e tem as melhores lembranças do meu passado, durante esses mais de 30 anos você ainda continua vivo no meu coração como meu grande amigo. Temos muitas histórias juntos, alegrias e tristezas, você é meu amigo fiel, pois sempre estive ao meu lado durante toda minha vida. Agradeço eternamente a sua amizade, conte sempre comigo!

Ao meu amigo/primo/irmão **David Gaspar Júnior**, agradeço pela irmandade e amizade, pelas intensas conversas, pelos planos sonhados. Foi maravilhoso estar contigo em outros projetos, isso me fez crescer bastante como ser humano, como homem, e me fez aproximar ainda mais de Deus. Desejo que você continue seguindo o caminho da LUZ.

Ao querido amigo **Leandro Maruki Pereira**, pela ajuda durante o período pré-mestrado, obrigado pelas orientações, sempre que precisei esteve presente para me ajudar, principalmente no desenvolvimento de alguns casos. Te agradeço de coração por tudo que fez por mim.

Ao prof. Dr. **Cleudmar Amaral de Araújo**, pela co-orientação nesse trabalho, sempre disposto a ajudar, me cedendo o seu laboratório de pesquisa na engenharia mecânica para que eu pudesse usar o torquímetro digital necessário para avaliação do torque de aperto e desaperto dos pilares sobre os implantes. Obrigado também pela atenção e as orientações sempre que precisei.

Aos alunos do mestrado em engenharia mecânica da UFU, **Thiago Gomes Cardoso** e **Lucas Pereira Ferreira de Rezende**, por me ajudarem na realização dos testes mecânicos de torque e destorque das amostras.

À aluna de Doutorado em Odontologia da UFU, **Renata Borges Rodrigues**, por me ajudar bastante, no tocante a este trabalho. Obrigado pelas orientações em momentos cruciais da pesquisa, durante aqueles momentos que cheguei a pensar que não conseguiria finalizar, obrigado por me ajudar a realizar as análises estatísticas e nas correções dos resultados da minha pesquisa.

À prof(a). Dra. **Marina de Melo Naves** pela paciência e eficiência na busca das minhas amostras frente à neodent, e ao prof. **Helder Henrique Machado de Menezes** por estar junto nesse projeto, cedendo a sua escola – **HD Ensinos Odontológicos** para comunicação e envio dessas amostras.

Ao prof. Dr. **Denildo de Magalhães**, por gentilmente ter cedido o dispositivo criado na escola **HD ensinos odontológicos**, para inclusão dos implantes em resina acrílica.

Ao prof. Dr. **Clébio Domingues** pela ajuda na confecção das minhas amostras, pela paciência, às vezes saindo de casa em suas férias para fazer as fundições necessárias para o desenvolvimento do meu trabalho.

À prof(a) Dra. **Priscilla Barbosa Ferreira Soares** pela crucial ajuda no escaneamento e reconstrução das minhas amostras utilizando o equipamento de micro-ct.

Ao amigo **Tales Candido Garcia da Silva** pela ajuda nas traduções na confecção das imagens.

Ao técnico **Flaysner Magayver Portela** pela confecção das imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV), no laboratório da química.

Ao prof. Dr. **Roberto Sales e Pessoa** por gentilmente ceder a sua escola (**INPES – Instituto de Pesquisa e Ensino em Saúde**) para minha pesquisa.

Ao Sr. **Advaldo** o meu terno agradecimento pela ajuda na confecção das minhas amostras, ao **Jonh** meu querido amigo, técnico do CPbio, obrigado pela paciência e ajuda no uso dos equipamentos do laboratório.

Aos queridos amigos **Aildson e Renato**, obrigado por me cederem seu laboratório de prótese, por me ajudarem na confecção das amostras e por estarem sempre prontos a ajudar em tudo que precisei durante esses dois anos.

Às secretárias do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (PPGO – UFU), **Graça e Brenda**, obrigado pelas orientações e principalmente pela paciência durante esses 2 anos.

À **Escola Técnica de Saúde (ESTES- UFU)** pelo aceite e disponibilidade para realização do meu estudo.

Às empresas **NEODENT E SIN**, que me forneceram ajuda material única para confecção das amostras e desenvolvimento do meu trabalho, confiando a mim o uso de seus materiais de excelência no mercado da implantodontia.

Ao **Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular (CPbio)** e aos seus responsáveis pela disponibilização de uso, podendo assim realizar os testes de fadiga e micro – CT propostos em meu trabalho.

Ao **laboratório de projetos mecânicos Henner A. Gomide (LPM)/UFU da Universidade Federal de Uberlândia (FEMEC – UFU)** por abrir suas portas para que eu pudesse desenvolver meu trabalho, realizando testes de aperto e desaperto dos pilares.

Ao **Laboratório de Multiusuários do Instituto de Química da Universidade Federal de Uberlândia (LMIQ-UFU)** pela disponibilidade de realização das imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) das amostras desse trabalho.

Enfim, agradeço a todos os **funcionários e docentes da Universidade Federal de Uberlândia – FOUFU**.

EPÍGRAFE

“O propósitos do coração do homem são águas profundas, mas quem tem
discernimento os traz à tona”

Provérbios 20.5

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	15
RESUMO	17
ABSTRACT	19
1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	21
2. PROPOSIÇÃO	35
3. MATERIAIS E MÉTODOS	36
3.1 - Delineamento experimental.....	36
3.2 - Preparo das amostras.....	37
3.2.1 - Inclusão dos implantes em resina acrílica.....	37
3.2.2 - Fundição das coroas metálicas.....	41
3.2.3 - Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	45
3.2.4 - Aplicação dos torques de aperto e desaperto nos pilares.....	45
3.2.5 - Análise por microtomografia computadorizada de precisão (micro-ct)...	47
3.2.6 - Ensaio por meio de ciclagem mecânica.....	53
4 - ANÁLISE ESTATÍSTICA	55
5 - RESULTADOS	56
6. DISCUSSÃO	62
7. CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AK – Ankylos

ANOVA – Análise de variância

CM – Cone Morse

Cu – Cobre

Ext – Junção externa + pilar de 2 peças

HECP – Hexágono externo com pilares cônicos

HEU – Hexágono externo com ucla

HE – Hexágono externo

HI – Hexágono interno

Hz – Hertz

Int H1 – Hexágono interno + pilar de 1 peça

Int H2 – Hexágono interno + pilar de 2 peças

Int O1 – Octógono interno + pilar de 1 peça

Int O2 – Octógono interno + pilar de 2 peças

KV – kilowatts

MEV – Microscópio eletrônico de varredura

Micro-ct – Microtomografia computadorizada de precisão

min – Minuto

mm – Milímetro

mm/min – Milímetro por minuto

MPa – Força / área (Mega Paschoal)

ms – Milissegundo

NSF - Neodent sólido final

NSI - Neodent sólido inicial

NPF – Neodent passante final

NPI – Neodent parafuso passante inicial

nm – Unidade de comprimento (Nanômetro)

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

Ncm - Unidade de pressão – carga aplicada (Newton/centímetro)

Nm - Unidade de pressão – carga aplicada (Newton/metro)

NP – Conexão cone Morse da Neodent tipo parafuso passante (2 peças)

NS – Conexão cone Morse da Neodent tipo sólido (1 peça)

PC - PrimaConnex

P – Probabilidade

SPF – SIN parafuso passante final

SPI – SIN parafuso passante inicial

SSF – SIN sólido final

SSI – SIN sólido inicial

SP – Conexão cone Morse da SIN tipo parafuso passante (2 peças)

SS – Conexão cone Morse da SIN tipo sólido (1 peça)

S-N – Curva de Wöhler

°C – Temperatura

° - Unidade de angulação

n° - número

% - Porcentagem

± - Mais ou menos

α – Nível de confiabilidade

μA - Microampere

μm – Micrômetro

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

s – Segundo

ST - Straumann

Ti – Titânio

UCLA - universal castable long abutment

Zr – Zircônia

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar quantitativa e qualitativamente a retenção e adaptação de quatro tipos de conexões implante-pilar comercialmente disponíveis e com características diferentes. Foram utilizados 40 implantes cônicos cone Morse (CM) (20 Titamax CM EX 4,0 mm x 11 mm Neodent e 20 Strong SW Morse 4,5 x 10 mm SIN), com 40 pilares instalados aos implantes, sendo, 10 pilares sólidos Neodent (NS), 10 pilares sólidos SIN (SS), 10 pilares parafuso passante neodent (NP) e 10 pilares parafuso passantes SIN (SP). Os implantes foram incorporados em resina de poliestireno (Aerojet) utilizando um dispositivo padronizado e os pilares protéticos foram instalados com torques recomendados pelo fabricante. Os torques de aperto e afrouxamento de cada pilar foram avaliados em dois momentos: Momento inicial (*I*): o torque foi aplicado e após 3 minutos realizado o desaperto; Torque final (*F*): torque de aperto e desaperto após ciclagem mecânica. Foram formados quatro grupos (n=10): NS/*I* (Neodent sólido inicial) e NSF (Neodent sólido final) - (32 Ncm de torque de aperto em ambos os momentos), NP/*I* (Neodent passante inicial) e NPF (Neodent passante final) - (torque de aperto de 15 Ncm em ambos os momentos), SS/*I* (SIN sólido inicial) e SSF (SIN sólido final); SP/*I* (SIN passante inicial) e SPF (SIN passante final) - (20 Ncm de torque de aperto em ambos os momentos). Os torques de aperto e desaperto foram realizados usando o torquímetro MK Controle acoplado ao sistema de aquisição Lynx. Antes do ciclo mecânico, foram feitas 40 coroas de níquel-cromo, que foram cimentadas nos pilares correspondentes usando cimento provisório à base de composição de hidróxido de cálcio. Em seguida, as amostras foram submetidas a um teste de ciclagem mecânica, com carga dinâmica de 50 N, frequência de 2 Hz a 37°C, totalizando 1.200.000 ciclos mastigatórios (5 anos de mastigação). As amostras foram posicionadas num ângulo de 30° na plataforma da máquina de ciclagem, conforme recomendado pela norma ISO 14801. Após o ciclo mecânico, os parafusos foram afrouxados. Antes e após o teste de ciclagem mecânica, a microtomografia computadorizada de precisão (micro-ct) dos pilares foi realizada em 3 pontos diferentes da interface implante-pilar (n=3). Para a avaliação da morfologia das

roscas, foram realizadas imagens de MEV dos parafusos de pilar (n=4) dos 4 grupos antes do torque de aperto inicial e após o desaperto final. A análise estatística foi realizada para avaliação do aperto e desaperto nos dois momentos utilizando o teste T pareado em cada grupo. Para as medições lineares das três áreas selecionadas nas imagens de micro-ct, a análise estatística foi realizada pelo teste T pareado dentro de cada grupo, comparando as medidas de cada região antes e depois do ciclo. Foi utilizado um nível de significância de $\alpha=0,05$. As imagens de MEV foram analisadas qualitativamente. Após a ciclagem mecânica, houve diferenças estatísticas significativas para todos os grupos para todos os métodos avaliados. Concluiu-se que todas as articulações implante-pilar, após ciclagem mecânica, apresentaram porcentagens significativas de desaperto.

Palavras-chave: Biomecânica, ciclagem mecânica, cone Morse, implantes dentários, MEV, pilar protético.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare quantitatively and qualitatively the retention and adaptation of four types of commercially available implant-abutment connections and their different characteristics. A total of 40 Morse taper implants (CM) were used (20 Titamax CM EX 4.0 mm x 11 mm Neodent and 20 Strong SW Morse 4.5 x 10 mm SIN), with 40 abutments installed on the implants, with 10 abutments Neodent solid (NS), 10 SIN (SS) solid abutments, 10 neodent bolt (NP) abutments and 10 SIN screw bolts (SP). The implants were embedded in polystyrene resin (Aerojet) using a standardized device and the prosthetic abutments were installed with manufacturer recommended torques. The tightening and loosening torques of each abutment were evaluated in two moments: Initial moment (I): the torque was applied and after 3 minutes the release was performed; Final torque (F): Tightening and loosening torque after mechanical cycling. Four groups (n = 10) were formed: NSI (Neodent initial solid) and NSF (Neodent final solid) - (32 Ncm of tightening torque at both moments), NPI (Neodent initial passer) and NPF (Neodent final passer) - (tightening torque of 15 Ncm at both times), SSI (SIN initial solid) and SSF (final solid SIN); SPI (SIN initial through) and SPF (SIN final through) - (20 Ncm of tightening torque at both times). Tightening and loosening torques were performed using the MK Control torque wrench coupled to the Lynx acquisition system. Prior to the mechanical cycling, 40 nickel-chromium crowns were made, which were cemented to the corresponding columns using provisional cement based on calcium hydroxide composition. Then the samples were submitted to a mechanical cycling test, with a dynamic load of 50 N, frequency of 2 Hz and 37°C, totaling 1,200,000 masticatory cycles (5 years of mastication)- The samples were positioned in a 30° angle on the cycling machine platform, as recommended by standard ISO 14801. After the mechanical cycling, the screws were loosened. Before and after the mechanical cycling test, precision micro-computed tomography (micro-CT) of the abutments were performed at 3 different points of the implant-abutment interface (n=3). Scanning electron microscopy (SEM) images of the abutment screws (n=4) of the 4 groups were performed, before the initial tightening torque and after final

loosening, to evaluate the morphology of the threads. Statistical analysis was performed for the evaluation of tightening and loosening in the two moments using the paired T test within each group. For the linear measurements of the three areas selected in the micro-ct images, statistical analysis was performed by the paired T-test within each group, comparing the measurements of each region before and after cycling. A significance level of $\alpha = 0.05$ was used. SEM images were analyzed qualitatively. After mechanical cycling, there were statistically significant differences for all groups for all methods evaluated. It was concluded that all implant-pillar joints, after mechanical cycling, presented significant percentages of loosening.

Key words: Biomechanics, dental implants, mechanical cycling, Morse taper, prosthetic abutment, SEM

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Um considerável avanço ocorreu na odontologia em termos de reabilitação oral, desde a descoberta por Branemark da osseointegração na década de 60 (Campos, 2007), sendo que atualmente ela apresenta-se como um fator importante para a reabilitação de pacientes em diversas situações clínicas (Abduo *et al.*, 2010). O desafio de repor dentes ausentes e de ter previsibilidade no tratamento proposto impulsiona o desenvolvimento constante de novos materiais e técnicas odontológicas (Pereira *et al.*, 2012). Através de anos de pesquisas e desenvolvimento, a técnica da substituição dos elementos dentários por próteses sobre implante se tornou altamente utilizada, com previsibilidade e taxas de sobrevivência altas a longo prazo (Pjetursson *et al.*, 2014). No entanto, vários estudos têm mostrado que acontecem falhas tardias de sistemas de implantes, relatadas em uma proporção significativa (Pjetursson *et al.*, 2004; Kreissl *et al.*, 2007; Jung *et al.*, 2008; Aglieta *et al.*, 2009., Manor *et al.*, 2009). As complicações relacionadas ao implante podem ser tanto por causa de infecções ao tecido peri-implantar quanto devido a sobrecarga oclusal, o que pode levar a perda de tecido ósseo peri-implantar e a consequente mobilidade do implante (Tawil *et al.*, 2008; Chambrone *et al.*, 2010). As complicações técnicas relacionadas a junção implante/pilar são frequentes (Manzoor *et al.*, 2013), as mais relatadas são o afrouxamento e fratura do parafuso do pilar e lascamento superficial entre a estrutura metálica e as camadas de material acrílico ou cerâmico. A junção implante-pilar parece ser o local mais susceptível de ocorrência de falhas, pois esta é a área onde as forças funcionais da oclusão serão distribuídas para a plataforma dos implantes. Em consequência, é provável que qualquer tensão ou deformação da prótese causada por desajuste ou instabilidade possa levar a complicações técnicas (Mattheos *et al.*, 2016). Portanto, a escolha de qual o tipo de pilar utilizar em cada situação é importante, pensando no possível aumento da resistência mecânica, tecido mole sustentável e esteticamente agradável (Macedo *et al.*, 2016).

Um problema frequente em junções parafusadas é o controle do torque adequado ao tipo de parafuso e tipo de conexão, de modo a aplicar uma

pré carga adequada. O método de aperto correto é requerido para determinar a carga a ser imposta ao conjunto. Na maior parte das vezes é imposta uma pré-carga insuficiente, causada por um método de aperto inadequado, que é uma causa frequente de falhas em parafusos. É importante para o operador avaliar as características dos principais métodos empregados para apertar os parafusos. Porém, qualquer que seja o método, certa dispersão da pré-carga deve ser esperada (Wiedenhof, 2008).

O universal castable long abutment (UCLA) foi um dos primeiros componentes protéticos desenvolvidos para prótese sobre implante, isso em 1988 (Lewis *et al.*, 1988; Lewis *et al.*, 1992), esse “novo” componente mudou significativamente o método de confecção da prótese sobre implante naquela época, daí por diante as próteses puderam ser parafusadas diretamente sobre o implante. O UCLA soluciona problemas como limitação de espaço inter-oclusal, perfil de emergência estético e implantes angulados na ausência de um intermediário transmucoso cilíndrico tradicional (Lewis *et al.*, 1988; Lewis *et al.*, 1992), entretanto, apresenta desvantagens mecânicas como aumento da incidência de desaperto ou fratura de parafusos protéticos (Chee e Jivraj, 2006), possivelmente resultante do processo de fabricação laboratorial desta peça (Kano *et al.*, 2006), além da dificuldade de obter um resultado estético satisfatório (Michalakis *et al.*, 2003). Devido a essas desvantagens mecânicas muitos profissionais têm deixado de utilizar o UCLA e passaram a utilizar pilares ao invés de próteses parafusadas diretamente à plataforma do implante (Gehrke *et al.*, 2006).

A partir da instalação de implantes dentários em pacientes com perdas dentárias parciais e unitárias (Sahin *et al.*, 2002; Hsu *et al.*, 2007) começou a ficar evidente que as forças oclusais sobre os implantes deveriam ser melhor estudadas, pois, eram complexas, então, os componentes protéticos específicos para cada tipo de reabilitação começaram a ser desenvolvidos (Jemt, 1986; Öhrnell *et al.*, 1988). O desaperto de parafusos continuava a ser a principal preocupação para estas reabilitações (Goodacre *et al.*, 2003; Pjetursson *et al.*, 2007), principalmente em casos de próteses com

reversibilidade limitada como as próteses cimentadas (Binon *et al.*, 1994; Michalakis *et al.*, 2003).

Os elementos dentários adjacentes e oposto-antagonistas à coroa implanto-suportada apresentam diferentes graus de resiliência, o que poderia estar relacionado às falhas de origem mecânica, devido a esse aspecto, um esquema oclusal diferenciado para restaurações unitárias sobre implante deve ser considerado, mesmo não sendo muito bem compreendido (Kim *et al.*, 2009). Por esses e outros motivos, o desenvolvimento de componentes protéticos especialmente direcionados ao uso de restaurações unitárias implanto-suportadas começou a ser expandido (Jemt, 1986; Öhrnell *et al.*, 1988).

As próteses implanto-suportadas apresentam um componente intermediário chamado de implante-pilar que é responsável pela união entre o implante e a peça protética. A união deste componente ao implante ocorre por meio de parafuso de fixação formando uma unidade denominada junta parafusada, conferindo estabilidade à prótese (Mardegan, 2006). O torque pode ser denominado como a força de aperto exercida sobre o parafuso da junta parafusada que quando aplicado desenvolve força compressiva de aperto entre as partes, chamada de pré-carga e que mantém os componentes unidos (Burguete *et al.*, 1994; McGlumphy *et al.*, 1998). O valor de torque aplicado no parafuso apresenta relações únicas com a pré-carga gerada do parafuso sobre o terço apical do implante que são influenciados diretamente pelo desenho da interface pilar/implante, tipo de parafuso de retenção e valor de torque aplicado (Bernardes, 2009). Esses fatores interferem na estabilidade biomecânica da interface implante-pilar, que ainda é dependente da tolerância entre os componentes, liberdade de rotação e precisão do ajuste (Lin *et al.*, 2013). Quanto maior a pré-carga mais apertada será a junção, com áreas de contato maiores entre as superfícies de contato, proporcionando uma conexão mais estável, com o mínimo de micromovimentos na articulação (Byrne *et al.*, 2006), portanto, a preservação da pré-carga aplicada durante a inserção do parafuso é crítica para a estabilidade do complexo implante-pilar, não sendo ideal ciclos de aperto e desaperto repetidos.

A interface pilar-implante é uma área crítica para o resultado a longo prazo de próteses implanto-suportadas (Binon, 2000). Alguns fatores podem levar ao afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação como a falta de adaptação passiva e o carregamento excessivo da prótese sobre o implante resultando na instabilidade da conexão aparafusada (Gonçalves *et al.*, 2010). Diferentes conexões implante-pilar apresentam diferenças significativas no tempo de sobrevivência quando sujeitos a carregamento dinâmico e força máxima de resistência à fratura (Steinebrunner *et al.*, 2008).

Binon *et al.*, em 1994, relataram o uso dos implantes de hexágono externo (HE) para prótese tipo protocolo de Toronto. Esse tipo de conexão externa foi a primeira utilizada na implantodontia moderna tanto para próteses unitárias ou parciais, e ainda em nossos dias tem sido muito utilizada. Os autores relatam que o sistema com encaixe do tipo HE de 0,7 mm de altura apresenta limitações mecânicas relacionadas à instabilidade do parafuso, não sendo desenhado para suportar forças complexas aplicadas sobre a prótese. Os parafusos suportariam melhor as cargas externas quando o contato do pilar com o implante for mais apertado, com o máximo de superfícies em contato. As conexões internas do tipo cone Morse, apresentariam menores índices de desaperto comparadas com as conexões HE (Binon *et al.*, 1994; Kano *et al.*, 2006).

Devido aos problemas mecânicos, cada vez mais se tem buscado novos desenhos para a interface protética, onde se destacam as junções internas ao implante como, por exemplo, o hexágono interno (HI) e o cone Morse (CM). Originalmente criado pela indústria de ferramentas mecânicas, o termo cone Morse designa um mecanismo de encaixe, onde dois elementos buscam desenvolver uma ação resultante em contato íntimo com fricção. Esse mecanismo ocorre quando um elemento/pilar “macho” cônico é instalado numa “fêmea” também cônica, o atrito se torna significativo através do paralelismo dessas duas estruturas. Stephen A. Morse inventou este tipo de encaixe, onde o ângulo Morse é determinado de acordo com as propriedades mecânicas de cada material, nesse tipo de conexão existe uma relação entre os valores do ângulo e o atrito entre as peças (Sartori *et al.*, 2008; Schmitt *et al.*, 2014).

Existem dois tipos básicos de componentes protéticos para reabilitação utilizando implantes CM: intermediários de corpo único (uma peça) e parafuso passante (duas peças) (Garcia *et al.*, 2013). O pilar de duas peças (parafuso passante) possui uma solda na região de interface da ponta ativa com o corpo do parafuso, que se apresenta como uma área de fragilidade. Desta forma, o parafuso suporta um torque de travamento menor, muitas vezes sendo preconizado pelas empresas valores que chegam à metade do valor de torque utilizado no pilar de uma peça (sólido) (Wuo, 2008). Os dois tipos de pilares apresentam uma boa resistência à carga dinâmica e podem, portanto, funcionar por vários anos sem apresentarem problemas mecânicos (Cehreli *et al.*, 2004). O sistema de implantes, as suas características geométricas, e a conexão entre o pilar e o implante são fatores importantes na estabilidade, desempenho e longevidade da reabilitação protética, desde que haja um equilíbrio entre a transmissão de força da interface osso-implante e a interface implante-pilar. Muitos sistemas foram desenvolvidos com o intuito de aperfeiçoar a união implante-pilar e para atender as necessidades de reabilitação protética, diante da hipótese que não existe diferença no comportamento mecânico do CM em pilares de uma ou duas peças (Cehreli *et al.*, 2004; Yamanishi *et al.*, 2012).

Estudos atuais indicam vantagens mecânicas na estabilidade de conexões do tipo CM comparadas às conexões do tipo HE (Fernandes *et al.*, 2011). Na conexão CM, o pilar protético é unido ao implante pelo parafuso e por atrito, com travamento mecânico (friccional) entre o cone do implante e o cone do componente protético. Este tipo de travamento permite que o componente protético tenha pouca perda da pré-carga, reduzindo a possibilidade de micromovimentação durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de fixação e diminuindo a incidência de afrouxamento e/ou fratura do mesmo (Merz *et al.*, 2000). A conexão implante-pilar influencia na maneira como ocorre a falha do sistema, sendo a característica de cada sistema um fator relevante para a indicação clínica (Delben *et al.*, 2014). Sabe-se que, a concentração de tensão tende a diminuir quando a área de superfície interna do sistema é aumentada (Raofi *et al.*, 2013).

Wiscott *et al.*, em 1995, definiram alguns parâmetros nos testes de fadiga utilizados na odontologia. Máquinas para ensaios de fadiga são capazes de colocar uma amostra sob cargas repetidas, mas os parâmetros de cargas aplicadas podem diferir consideravelmente. Esses parâmetros são: frequência cíclica, pré-tensão, amplitude da tensão, raio da tensão, e o valor da tensão. Algumas máquinas são desenvolvidas para reproduzir um ambiente úmido por controle de temperatura, sendo que as amostras podem ser testadas simulando um ambiente bucal. Para determinar o número de ciclos a ser utilizado, o seguinte cálculo deve ser realizado: Três períodos de 15 minutos de mastigação são realizados por dia, em uma frequência de 60 ciclos por minuto (min) (1Hz); a média seria de 2.700 ciclos por dia, esta quantidade corresponderia a 10^6 ciclos por ano. Considerando a vida de uma prótese parcial fixa como 20 anos, esta prótese suportará 2×10^7 ciclos, porém pode ser pensado que nem todo ciclo mastigatório é ativo (aplicando a máxima carga à estrutura), conseqüentemente este total de 2×10^7 calculado previamente deve ser reduzido por um fator entre 5 e 20 para se obter um valor real. Segundo os autores, a carga funcional nos dentes é aplicada com forças multidirecionais, sendo que ensaios uniaxiais reproduzirão em parte as condições mecânicas do meio bucal. É ainda explicado neste trabalho, que altas cargas aplicadas causam falhas com menos ciclos, sendo que o material pode suportar até infinitos ciclos se a carga for reduzida. Tal comportamento é definido como curva S-N. Na opinião dos autores, o teste por cargas cíclicas é um meio rápido e efetivo para gerar dados relevantes. Portanto, vários estudos têm usado com sucesso ensaios de fadiga para aplicação de carga dinâmica para simular forças mastigatórias (Lee *et al.*, 2002; Karl e Kelly 2009; Tsuge e Hagiwara 2009; Seetoh *et al.*, 2011; Freitas-Júnior *et al.*, 2012; Almeida *et al.*, 2013; Freitas-Júnior *et al.*, 2013; Murmura *et al.*, 2013; Rack *et al.*, 2013; Jo *et al.*, 2014; Kim *et al.*, 2014; Shemtov-Yona *et al.*, 2014; Ugurel *et al.*, 2015; Pereira *et al.*, 2016; Messias *et al.*, 2017). As cargas cíclicas são caracterizadas por aplicação de uma carga previamente definida por determinado número de ciclos a uma frequência determinada (Lee *et al.*, 2002).

A aplicação da carga cíclica sobre o pilar instalado no implante faz com que ocorra intrusão e/ou deformação na interface pilar/implante, aumentando o embricamento entre as peças, na junção do sistema CM. Um contato mais íntimo entre as superfícies dos dois corpos ocorrerá justapondo-os, até que não haja mais deslocamento. Portanto, esta maior união entre os componentes favorece uma atuação conjunta, melhorando a distribuição das forças mastigatórias que incidem sobre o sistema implante-pilar (Pereira *et al.*, 2012). Os movimentos entre o implante e componente protético poderiam levar a formação de uma micro-fenda nesta junção, portanto o maior embricamento entre as peças e conseqüente aumento do efeito Morse pode ser positivo para o selamento da interface implante/pilar e, assim, para a saúde dos tecidos peri-implantares (Thomé *et al.*, 2011).

Tsuge e Hagiwara, em 2009, avaliaram o efeito do carregamento cíclico excêntrico no afrouxamento de parafuso de pilar em implantes de conexões internas e externas tipo HI e HE. Para tanto, utilizou-se de dois materiais de parafuso, liga de titânio (Ti) versus liga de ouro. Os valores de desaperto do parafuso do pilar foram medidos antes (pré-carga inicial) e após o carregamento (pós-carregamento). As montagens preparadas foram divididas em quatro grupos (A a D). Os grupos A e B usaram implantes HI com parafusos de liga de ouro e parafuso de liga de Ti, respectivamente. Os grupos C e D utilizaram implantes HE com parafusos de liga de ouro e parafuso de liga de Ti, respectivamente. Em todos os grupos, o desaperto foi significativamente maior que a pré-carga inicial ($P < 0,05$). Além disso, a análise estatística indicou que a ligação implante-pilar não teve um efeito no desaperto, mas o material do parafuso do pilar teve. Eles concluíram que os parafusos dos pilares de Ti eram menos suscetíveis de se soltarem.

Coppedê *et al.*, em 2009, avaliaram os efeitos da carga mecânica e ciclos repetidos de inserção/remoção na perda de torque de pilares com conexões cônicas internas. Foram utilizados no estudo, 68 implantes cônicos e 68 pilares com dois tipos de conexões diferentes. Eles foram divididos em 4 grupos: os grupos 1 e 3 receberam pilares de uma peça (sólidos), e os grupos 2 e 4 receberam pilares de duas peças. Nos grupos 1 e 2, os pilares foram

simplesmente instalados e desinstalados; Foram medidos os valores de torque de aperto e desaperto. Nos grupos 3 e 4, os pilares foram instalados, carregados mecanicamente e desinstalados; Foram medidos os valores do torque de aperto e desaperto. Sob carga mecânica, os pilares de duas peças apresentaram fricção pelo embricamento do pilar ao implante, então, os dados do grupo 4 foram catalogados em dois subgrupos (4a: valor de torque necessário para desapertar o parafuso de fixação, 4b: valor de torque necessário para remover o pilar do implante). Dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante-pilar. Os dados foram analisados com um modelo linear misto ($P < 0,05$). A perda de torque foi maior nos grupos 2 e 4a (maior que 30% de perda), seguido pelo grupo 1 (perda de 10,5%), grupo 3 (5,4% de perda) e grupo 4b (ganho de torque de 39%). Todos os resultados foram significativamente diferentes. À medida que aumentava o número de ciclos de inserção/remoção, os torques de remoção tendiam a ser mais baixos. Concluiu-se que a carga mecânica aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação com os pilares sem carregamento e os valores de torque de remoção tendem a diminuir à medida que o número de ciclos de inserção/remoção aumenta.

Seetoh *et al.*, em 2011, investigaram o desempenho de três sistemas de implantes cônicos e seus respectivos pilares de Ti e zircônia (Zr) frente a cargas de fadiga cíclica. Foram utilizados implantes de diâmetro regular dos sistemas Ankylos (AK), PrimaConnex (PC) e Straumann (ST), Estes implantes foram testados com seus respectivos pilares de titânio Ti e Zr apertados com torque recomendado pelos fabricantes ($n=5$). Uma máquina de fadiga com carga rotativa aplicou uma carga de 21 N de compressão de forma sinusoidal para espécimes, com ângulo de 45° , produzindo um momento de flexão eficaz de 35 Ncm a uma frequência de 10 Hz. O número de ciclos até a falha foi registrado, com o limite superior ajustado em 5 milhões de ciclos. Os resultados foram avaliados através de análises de variância. Com exceção do grupo ST Zr, que não apresentou falhas em quatro amostras, sendo, somente uma falha logo abaixo da cabeça do parafuso, e o grupo AK Ti, em que uma amostra foi preservada sem fratura, todos os grupos experimentaram falha de

pelo menos um dos componentes, quer o parafuso do pilar, o pilar e/ou a plataforma do implante. Houve diferenças significativas entre os sistemas. Não houve diferença entre os sistemas para os pilares de Ti e o grupo ST foi significativamente diferente dos grupos AK e PC para os pilares Zr. Os pilares cônicos de Ti pareceram ter menor desempenho após fadiga em comparação com estudos anteriores de conexões HE. O desempenho frente à fadiga dos pilares cônicos de Zr variou e parecia ser altamente dependente do sistema. Muitas das fraturas em ambos os grupos de pilar Ti e Zr ocorreram dentro do implante, e a recuperação representaria um desafio clínico significativo.

Feitosa *et al.*, em 2013, compararam os valores de torque de aperto e desaperto de intermediários de parafusos de implantes unitários do tipo HE, HI e CM após a ciclagem mecânica. As amostras do estudo foram divididas em três grupos (n = 10): grupo HE - implante hexágono externo, HI - hexágono interno e grupo CM - Cone Morse. Pilares universais foram parafusados sobre os implantes e coroas metálicas foram cimentadas sobre o pilar. As amostras foram submetidas a um teste mecânico de 1.000.000 de ciclos, com uma frequência de oito ciclos por segundo sob uma carga de 400 N. O registro do valor do torque de aperto e desaperto foi realizado antes e depois do teste. Os resultados foram avaliados estatisticamente por análise de variância (ANOVA) e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$) e não houve diferença entre os valores de torque de aperto e desaperto nas amostras dentro de cada grupo. Os implantes do tipo CM apresentaram uma variação menor entre os valores de aperto e desaperto e mostraram uma melhor estabilidade no caso de restaurações unitárias.

Jorge *et al.*, em 2013, avaliaram o desaperto do sistema implante-pilar, antes e após a ciclagem mecânica. Um total de 3 grupos foram estudados: implantes cone Morse (CM) com pilares cônicos, implantes hexágono externo com pilares cônicos (HEPC) e implantes hexágono externo com pilares UCLA (HEU). Coroas metálicas fundidas em liga de cobalto-cromo foram utilizados (n=10). Foram usados parafusos de retenção para torque de inserção, após 3 min, medido o desaperto inicial. Coroas foram reapertadas e submetidas a testes de carga cíclica sob carga oblíqua (30°) com força de 130 ± 10 N a 2 Hz de frequência, num total de 1×10^6 ciclos. Após carga cíclica o

desaperto final foi mensurado. Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos antes da ciclagem mecânica. Após a ciclagem mecânica, uma perda estatisticamente significativamente menor de torque foi verificada no grupo CM em comparação com o grupo HEPC após desaperto. Não houve correlação significativa entre os valores de desaperto e desajuste vertical. Os autores concluíram que todos os grupos apresentaram uma diminuição significativa de torque antes e após a ciclagem mecânica. A conexão CM promoveu a maior manutenção do torque.

Em outro estudo foi avaliado e comparado o assentamento de pilares em implantes e os valores de desaperto, antes e após o carregamento cíclico. Foram testadas 5 diferentes conexões implante-pilar: Ext = junção externa + pilar de duas peças; Int H2 = hexágono interno + pilar de duas peças; Int H1 = hexágono interno + pilar de uma peça; Int O2 = octógono interno + pilar de duas peças; e Int O1 = octógono interno + pilar de uma peça. Dez pilares de cada grupo foram fixados aos respectivos implantes (total de 50). Todas as amostras foram testadas numa máquina de ensaio universal com uma carga vertical de 250 N para 100.000 ciclos (14 Hz). A quantidade de assentamento do pilar no implante foi calculada a partir da alteração no comprimento total da amostra implante-pilar antes e depois do carregamento. O desaperto após carga cíclica foi comparado com o desaperto inicial digitalmente. A análise estatística foi realizada a um nível de significância de 5%. O teste de comparação múltipla mostrou diferenças significativas específicas nos valores de sedimentação em cada grupo após 250 N de carregamento cíclico. Houve diminuições estatisticamente significativas nos valores de desaperto após o carregamento em comparação com os iniciais nos grupos Int-H2 e Int-O2. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas nos grupos Ext, Int-H1 e Int-O1. Os resultados deste estudo demonstraram que a quantidade de sedimentação (perda de carga prévia) e o desaperto após carga cíclica foram específicos ao tipo de pilar e relacionadas às características do projeto da conexão de implantação (Kim *et al.*, 2014).

Em um estudo in vitro foi avaliada a resistência mecânica de uma conexão interna cone Morse (CM) Tasarimmed Octo, comparada com três tipos

de conexões internas e externas (HI e HE) diferentes, Straumann Bone Level, Biohorizons Internal e Dentsply Friadent Xive. Foram preparadas 64 amostras com coroas unitárias: 32 amostras sofreram carregamento dinâmico e 32 carregamento estático. O carregamento dinâmico foi realizado utilizando um simulador mastigatório com 120 N (1,75 Hz) para $1,2 \times 10^6$ ciclos, e carregamento estático foi realizado com uma máquina universal de ensaios a uma velocidade de 2 mm/min com uma angulação de 30°. Foram registrados os ciclos até a falha no carregamento dinâmico e fratura e cargas de flexão no estático. As análises mostraram que houve diferenças significativas entre os sistemas de implantes sob ambas as condições de carga ($P \leq 0,05$), revelando que a conexão Morse (CM) do sistema de implante Octo mostrou ciclos significativamente mais baixos para falhas e menor fratura frente às cargas em comparação com as conexões HI e HE dos sistemas de implantes Straumann e BioHorizons. Entretanto, não houve diferença significativa em comparação com o sistema de implante Xive. O trabalho concluiu que a conexão CM sem parafusos apresentou menor resistência do que a dos sistemas de implantes (HI e HE), que pode resultar em complicações clínicas mais frequentes (Ugurel *et al.*, 2015).

Este estudo avaliou o torque de remoção e penetração de biofilme *in vitro* em dois diferentes tipos de conexão (CM) e (HE) após testes de fadiga. Um total de 60 implantes dentários foi dividido em dois grupos: Sistemas de implante-pilar (1) Morse e (2) hexágono externo. Os ensaios de fadiga sobre os conjuntos de implante e pilar foram realizadas a uma força normal de 50 N com uma frequência de 1,2 Hz para 500.000 ciclos, em meio de crescimento contendo saliva humana, durante 72 horas. Os valores médios de desaperto ($n=10$) foram medidos após os testes de fadiga. Os pilares foram então imersos em solução de protease a 1%. Grupos de conjuntos de implante e pilar ($n=8$) foram seccionados transversalmente a 90° em relação ao plano das articulações implante-pilar para a medição do microgaps pelo MEV. Os valores médios de desaperto de pilares foram significativamente menores para a conexão CM ($22,1 \pm 0,5 \mu\text{m}$) e hexágono externo ($21,1 \pm 0,7 \mu\text{m}$) após testes de fadiga do que os registrados sem testes de fadiga (respectivamente, $24 \pm$

0,5 μm e $24,8 \pm 0,6 \mu\text{m}$) em meio de biofilme durante 72 horas ($P= 0,04$). Os valores médios de tamanho do microgap para as articulações CM foram estatisticamente inferiores sem testes de fadiga ($1,7 \pm 0,4 \mu\text{m}$) do que os registrados após testes de fadiga ($3,2 \pm 0,8 \mu\text{m}$). Os autores concluíram que os valores médios de desaperto e o tamanho do microgap, nas juntas CM foram menores em comparação com os registrados em conexões do tipo HE após testes de fadiga em um meio oral simulado durante 72 horas (Pereira *et al.*, 2016).

Gehrke e Pereira, em 2014, através de seu estudo mediram e compararam por meio de imagens de MEV a interface pilar/implante de um sistema CM, antes e após o carregamento cíclico. Foram utilizados quatro implantes CM e quatro pilares sólidos que foram parafusados sobre os implantes e em seguida foi aplicado um torque de 25 Ncm. Sob o MEV, foram feitas 32 imagens, sendo 16 antes e 16 após a carga cíclica, sendo obtidas sob ampliações de 1000X e 5000X sobre as interfaces analisadas. As amostras foram submetidas a 345.600 ciclos com uma máquina de ensaio de fadiga, e a carga aplicada foi de 80 N com frequência de 4 Hz, para simular a mastigação. Com o software apropriado (Image Tool 3.0), as lacunas marginais das interfaces de antes e depois da ciclagem mecânica foram medidas. Após análise estatística, foram encontradas diferenças significativas, inicialmente a interface implante-pilar exibiu um tamanho médio de lacuna de $3,34 \pm 2,17 \mu\text{m}$, enquanto que o tamanho médio de lacuna depois da ciclagem mecânica foi de $1,35 \pm 0,64 \mu\text{m}$. Concluiu-se que após a ciclagem mecânica houve uma diminuição significativa no tamanho do microgap na interface implante-pilar, que indicou uma melhor adaptação e capacidade de vedação ao nível do microgap.

Após revisão sistemática, Schmitt *et al.*, em 2014, relataram que sistemas de conexão internas CM e HI apresentaram melhor vedação bacteriana, são mais resistentes aos movimentos do pilar sob carga cíclica (fadiga e flexão), sendo mais resistentes ao desaperto. As conexões cônicas apresentaram menores esforços do parafuso do pilar quando comparadas com

as conexões hexagonais, pois o formato de cone compensa altas tensões, protegendo o parafuso das sobrecargas.

O uso da tomografia microcomputadorizada de precisão (micro-CT) em pesquisa odontológica está ganhando popularidade, já que esta técnica tem se mostrado uma promessa para avaliações qualitativas e quantitativas de vários parâmetros (Swain *et al.*, 2009), inclusive para área da implantodontia (Meleo *et al.*, 2012). A micro-ct é uma tecnologia criada na década de 80, que analisa imagens em 3D e que hoje tem sido utilizado amplamente no cenário odontológico para observar e analisar estruturas como osso, dente, cerâmicas, polímeros, metal, entre outros, com a mais alta resolução, pois este método confere agilidade, além de reproduzir a estrutura a ser estudada sem provocar nenhum dano ao objeto (Hsu *et al.*, 2013; Anderson *et al.*, 2014).

Scarano *et al.*, em 2016, avaliaram o espaço microscópico na junção implante-pilar de implantes HI e CM, utilizando o micro-ct. Um total de 20 implantes foi usado no estudo in vitro. Esses implantes foram divididos em 2 grupos (n=10): sendo 10 implantes com conexão HI com pilar retido por parafuso (Grupo I) e 10 de conexão interna CM (Grupo II). Na junção CM não havia separação detectável na interface implante-pilar na área da ligação cônica, e houve um embricamento absoluto sem quaisquer microgaps entre o implante e o pilar. Nenhuma linha foi visível separando o implante e o pilar. Pelo contrário, no HI aparafusado foram observados numerosos gaps e vazios observados entre o corpo do implante e o pilar. Os autores concluíram que o comprimento e as características da junta implante-pilar podem ser a razão para as diferenças observadas na estabilidade mecânica.

Alguns estudos utilizaram a microscopia eletrônica de varredura (MEV) para avaliação qualitativa da superfície dos parafusos de pilares. Os autores relataram a presença de alterações e danos mecânicos nas rosas do parafuso do pilar após a ciclagem mecânica, principalmente no flanco próximo a crista da rosca (Tsuge e Hagiwara 2009, Murmura *et al.*, 2013), Além disso, alguns autores utilizaram o MEV para análises quantitativas (Matheos *et al.*, 2016).

Matheos *et al.*, em 2016, investigaram através do MEV as características micromorfológicas de três conexões implante-pilar comercialmente disponíveis, utilizando componentes protéticos compatíveis e originais. Três pilares (um original e dois compatíveis) foram apertados em implantes originais Straumann RN, de acordo com as instruções do fabricante. As unidades implante-pilar foram cortadas no micrótomo e fotografadas sob diferentes ampliações (10X e 500x) através de um MEV. Foram identificadas diferenças dimensionais importantes entre todas as áreas de contato estudadas dos três pilares utilizados. O contato apertado no ombro do implante foi semelhante em todas as três unidades, mas o acoplamento da conexão interna e, em particular, dos elementos anti-rotacionais foi seriamente comprometido nos pilares compatíveis. Um pilar compatível demonstrou comprometimento do parafuso do pilar. Os pilares compatíveis podem apresentar diferenças morfológicas comparadas aos originais. As diferenças na geometria transversal resultam em grandes diferenças nas áreas de contato implante-pilar, tanto em termos de qualidade como de quantidade, o que poderia ter sérias implicações para a estabilidade à longo prazo da prótese.

2. PROPOSIÇÃO

Comparar a retenção e adaptação de pilares CM com diferentes características de fabricação após ciclagem mecânica, quantitativamente por meio de avaliações de micro-CT e desaperto dos pilares, e qualitativamente através de imagens de MEV. A hipótese nula deste estudo in vitro é que não haveria diferenças significativas na estabilidade mecânica de pilares com ou sem parafuso passante e os valores de desaperto não seriam influenciados pela carga cíclica aplicada.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Delineamento experimental

Parte - 1

Fator de Estudo: Tipo de pilar – pilar sólido x pilar do tipo parafuso passante

Método experimental: Aplicação de torque;

Tamanho da Amostra: 4 grupos (n= 10)

Variáveis respostas: Mensuração da força de destorque (Ncm)

Parte - 2

Fator de Estudo: Tipo de pilar – pilar sólido x pilar do tipo parafuso passante

Método experimental: Avaliação por micro-ct

Tamanho da Amostra: 4 grupos (n= 3)

Variáveis respostas: Área de contato implante-pilar (μm)

Parte – 3

Fator de Estudo: Tipo de pilar – pilar sólido x pilar parafuso passante

Método experimental: Avaliação por MEV

Tamanho da amostra: 4 grupos (n=4)

Variáveis respostas: Avaliação do parafuso do pilar e morfologia da rosca

A sequência experimental realizada no trabalho está resumida no quadro 1.

Quadro 1. Sequência dos testes experimentais realizados.

- Análise qualitativa inicial dos parafusos dos pilares por MEV;
- Torque de aperto e 3 min após desaperto inicial (1° momento);
- Torque de aperto (2° momento);
- Análise inicial por micro-ct;
- Cimentação das coroas metálicas;
- Ensaio por ciclagem mecânica;
- Análise final por micro-ct;
- Torque de desaperto (2° momento);
- Análise qualitativa final dos parafusos dos pilares por MEV.

3.2. Preparo das amostras

3.2.1. Inclusão dos implantes em resina acrílica

Para esta pesquisa foram utilizados 40 implantes com conexão do tipo cone Morse (CM), sendo 20 implantes Titamax CM EX de 4,0 x 11 mm da Neodent (Neodent®, Curitiba, PR, Brasil) com seus respectivos componentes protéticos do tipo pilar munhão universal CM de corpo sólido e pilar munhão universal CM parafuso passante nas dimensões de 4,5 x 4,0 x 2,5 mm, 20 implantes Strong SW Morse de 4,5 x 10 mm da SIN (SIN®, São Paulo, SP, Brasil), com seus respectivos componentes protéticos do tipo pilar/abutment cimentado CM de corpo sólido e parafuso passante CM nas dimensões de 4,5 x 4,0 x 2,5 mm. As 40 amostras foram divididas em 4 grupos (n=10), sendo NS (Neodent sólido), NP (Neodent com parafuso passante), SS (SIN sólido) e SP (SIN com parafuso passante). Os pilares de parafuso passante da SIN eram de altura superior a 4 mm, então foram cortados usando uma cortadeira de

precisão (Isomet 1000, São Paulo, SP, Brasil), deixando os mesmos com altura padronizada aos demais pilares de 4 mm da neodent (Figuras 1 a 3).



Figura 1. Embalagens contendo os implantes cone Morse da SIN e Neodent.



Figura 2. Corte do pilar parafuso passante da SIN; **A)** Pilar à esquerda, com altura maior que o sólido a direita; **B)** Cortadeira padronizada Isomet 1000; **C)** Corte inicial; **D)** Pilar cortado.

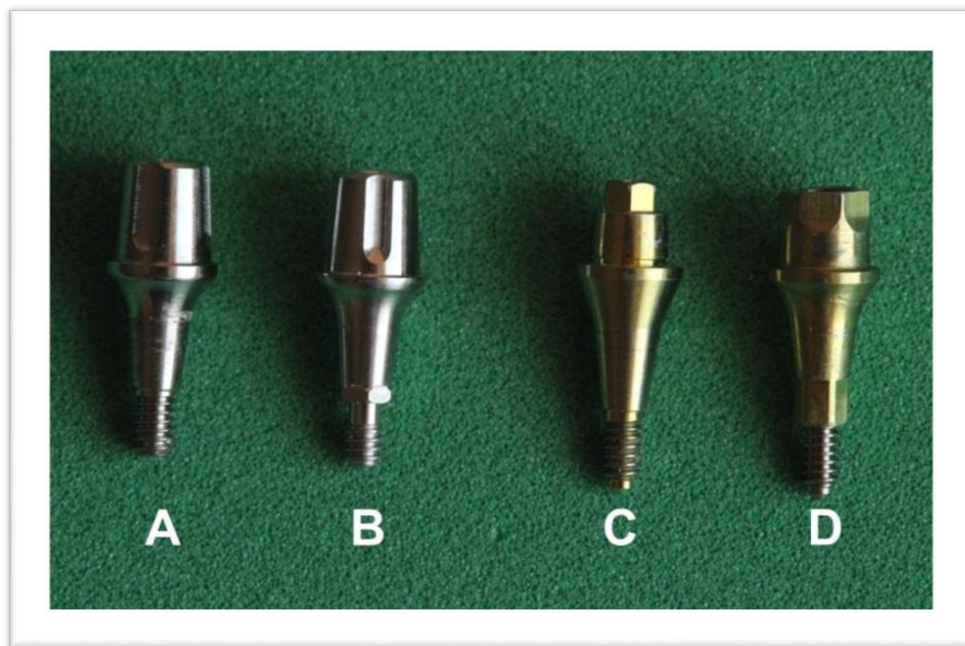


Figura 3. Componentes protéticos; **A)** Munhão universal CM de corpo sólido da Neodent (NS); **B)** Munhão universal CM parafuso passante da Neodent (NP); **C)** Pilar cimentado CM de corpo sólido da SIN (SS); **D)** Pilar cimentado CM parafuso passante da SIN (SP).

Para inclusão dos 40 implantes relatados anteriormente foi utilizado um dispositivo padronizado (HD ensinos odontológicos, Uberlândia, MG, Brasil), onde os implantes foram posicionados verticalmente no centro do dispositivo, mantendo uma posição central, sem inclinações. Os respectivos cicatrizadores de cada um dos implantes foram apertados aos mesmos, mantendo uma borracha entre cicatrizador e implante, simulando 2 mm de profundidade intra-óssea desses implantes, em seguida foram imersos em resina poliestireno (Aerojet[®], Fiberglass, Santo Amaro, SP, Brasil), essa resina utilizada tem o módulo de elasticidade similar ao osso cortical (14.4×10^3 MPa) (O' Mahony *et al.*, 2001). Após a presa da resina as 40 amostras foram removidas do dispositivo, e os pilares posicionados para receberem torque de aperto em dois momentos (aperto inicial para após 3 minutos realização de destorque inicial e aperto final antes da ciclagem mecânica), e também foi realizado o desaperto em dois momentos (desaperto inicial após torque inicial, antes da ciclagem mecânica e desaperto final após ciclagem mecânica). As amostras foram divididas em: NS/ (Neodent sólido inicial) e NSF (Neodent

sólido final) - (32 Ncm de torque de aperto nos dois momentos), NP/ (Neodent parafuso passante) e NPF (Neodent parafuso passante final) - (15 Ncm de torque de aperto nos dois momentos), SS/ (SIN sólido inicial), SSF (SIN sólido final), SPI (SIN parafuso passante inicial) e SPF (SIN parafuso passante final) - (20 Ncm de torque de aperto nos dois momentos) (Figura 4).



Figura 4. Preparo e inclusão dos implantes; **A)** Implante com seu respectivo cicatrizador em posição; **B)** Implantes posicionados verticalmente no centro do dispositivo; **C)** Implantes incluídos; **D)** Pilar posicionado sobre o implante; **E)** Os quatro tipos de pilares posicionados sobre os implantes.

Os pilares estão descritos na tabela 1.

Tabela 1. Relação dos componentes protéticos utilizados na pesquisa.

Grupo	Características do pilar	Fabricante - País	Tipo de conexão	Dimensões
NS	Pilar munhão universal – 1 peça	Neodent - Brasil	Cone Morse	4,5 x 4,0 x 2,5 mm
NP	Pilar munhão universal – 2 peças	Neodent - Brasil	Cone Morse	4,5 x 4,0 x 2,5 mm
SS	Pilar cimentado 1 peça	SIN - Brasil	Cone Morse	4,5 x 4,0 x 2,5 mm
SP	Pilar cimentado 2 peças	SIN - Brasil	Cone Morse	4,5 x 4,0 x 2,5 mm

3.2.2. Fundição das coroas metálicas

Foram confeccionados 40 coroas em resina acrílica (Pattern Resin LS, GC America INC, São Paulo, SP, Brasil) em formato de pré-molar, para serem fundidas em metal, para posteriormente serem cimentadas sobre os pilares, após passarem por avaliação pelo MEV e aplicação do torque inicial e final. As coroas foram confeccionadas sobre os análogos dos seus respectivos pilares, para isso foi utilizada vaselina sólida (Farmax, Divinópolis, MG, Brasil) para isolamento das superfícies, evitando assim uma retenção inadequada do dessas coroas, e aplicada à superfície dos pilares com um pincel (Acrilex® 00, São Paulo, SP, Brasil) a resina acrílica. As coroas foram confeccionadas com diâmetro de 2 mm de altura e 2 mm de largura, com término na cinta dos pilares, por fim, após a presa da resina as coroas foram levadas para fundição (Figura 5).



Figura 5. Confeção das coroas em resina acrílica; **A)** Aplicação da resina sobre os pilares; **B)** Coroas confeccionadas e adaptadas.

A fundição das 40 coroas foi realizada no laboratório da Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES-UFU), por operador único, executando as seguintes etapas.

Primeira etapa: Posicionamento dos Sprues de cera (condutor de cera que liga o meio externo ao meio interno do anel). Este posicionamento foi feito colocando-se o Sprue com câmara de tamanho grande (ASFER, Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Brasil) na parte mais fina do padrão de cera para minimizar o risco de porosidades, formando um ângulo de aproximadamente 45° com a face oclusal das coroas, a seguir realizou-se a pesagem do conjunto Sprue mais coroas, a fim de calcular a quantidade ideal da liga para posterior fundição, este cálculo é feito multiplicando-se o peso do conjunto pelo específico da liga, que é fornecido pelo fabricante da mesma.

Em seguida, umedeceu-se a superfície das peças com redutor de tensão superficial (ASFER, Indústria Química Ltda, Brasil), para facilitar a aderência do revestimento no padrão de cera e diminuir a possibilidade de formação de bolhas. Então, cinco coroas foram posicionadas em cada anel de silicone com uma distância aproximada de no mínimo 5 mm entre um e outro e também das bordas laterais do anel, houve também uma distância aproximada de 6 mm da borda superior do anel.

Segunda etapa: Inclusão do conjunto com o material refratário (Revestimento Micro Fine 1700, Talmax, Curitiba, PR, Brasil). Pesou-se o

revestimento na proporção pó e líquido recomendada pelo fabricante, primeiramente colocou-se o líquido em um cuba para espatulação, estando esta totalmente limpa e seca, adicionou-se o pó, espatulou-se manualmente por aproximadamente 15 segundos (s), e mecanicamente por mais de 60 s em um espatulador à vácuo (Polidental Ind. e Comércio Ltda, Brasil). Verteu-se cuidadosamente a mistura no anel que continha as peças, utilizando um vibrador (VH Equipamentos Odontológicos, Araraquara, Brasil), sendo que antes foi realizada a inserção do material com gotejador metálico nos orifícios mais delicados, a fim de evitar bolhas de ar durante o processo de inclusão. Aguardou-se um período de 20 min para ser então levado ao forno.

Terceira etapa: Fundição: Raspou-se superficialmente a borda superior do anel, para promover a volatilização dos gases e impedir a fratura do padrão de revestimento, em seguida levou-se o mesmo no forno frio, juntamente com o cadinho e a liga (Fit CAST-SB Plus, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) suficiente para fundição do anel. Elevou-se lentamente a temperatura do forno até atingir 300°C, permanecendo nessa temperatura por 30 min, a seguir elevou-se novamente a temperatura até atingir 950°C permanecendo por mais 30 min. Depois do posicionamento do cadinho com a liga em um centrifugador mecânico (VH Equipamentos Odontológicos, Araraquara, SP, Brasil) procedeu-se à fundição da liga de níquel-cromo (Verabond II®, AALBA Dent Inc., Califórnia, EUA) com a mistura de gás de cozinha e oxigênio à uma temperatura aproximada de 1250°C.

Quarta etapa: Desinclusão: Após o resfriamento do anel à temperatura ambiente, utilizou-se um demuflador pneumático (ATD-750 CE 1996) para a remoção das coroas do padrão de revestimento. Feito isto, removeu-se os excessos de revestimento em torno das coroas com peça de mão de alta rotação e jato de óxido de alumínio à uma pressão de aproximadamente 90 bars. Realizada a limpeza das coroas, separaram-se as mesmas do restante do conjunto com um disco de óxido de alumínio em um motor elétrico (Marathon-N75, Eco 450, Saeyang Microtech). Depois de realizada a separação usinou-se a superfície das coroas com uma ponta de óxido de alumínio cilíndrica de ponta reta grossa para regularizar a superfície

das mesmas. Jateou-se para finalizar o acabamento. Nenhum outro tipo de acabamento foi realizado nas coroas (Figura 6).

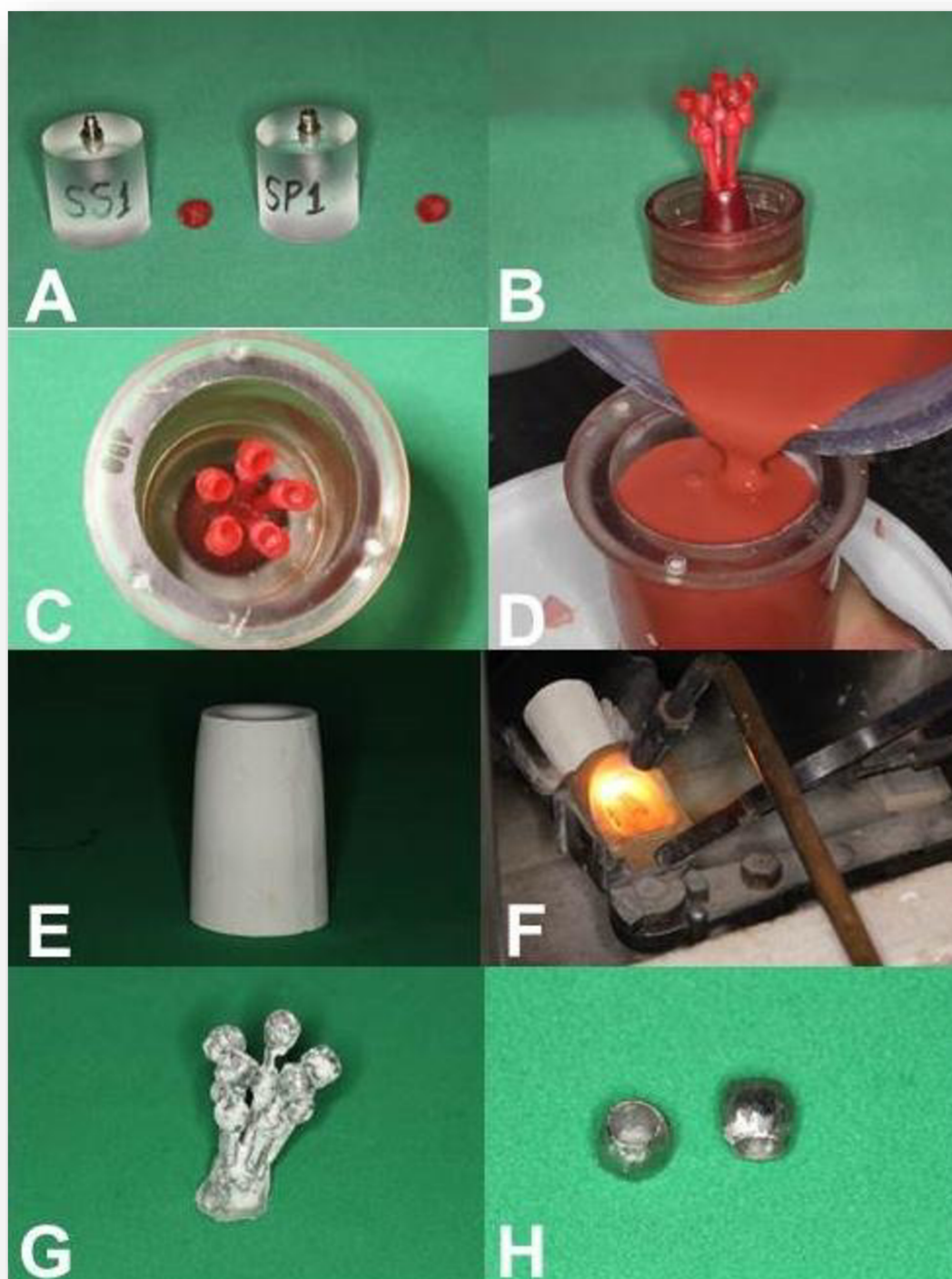


Figura 6. Inclusão e desinclusão das coroas. **A)** Copings confeccionados em resina acrílica sendo preparados para fundição; **B)** Copings posicionados pelos sprues no anel de inclusão para serem fundidos; **C)** Posicionamento equidistante do conjunto sprue/coping; **D)** Inclusão do conjunto com material refratário; **E)** Inclusão finalizada; **F)** Centrífuga para fundição através da técnica da cera perdida; **G)** Conjunto desincluído após resfriamento da fundição; **H)** Coroas finalizadas.

3.2.3. Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Antes do torque inicial e após o desaperto final pós-ciclagem, foram realizadas imagens ilustrativas de MEV para avaliação qualitativa do efeito dos torques de aperto e desaperto do pilar e da ciclagem mecânica na morfologia do parafuso e das roscas dos parafusos dos pilares. Os pilares foram colocados em um frasco Becker de 100 ml com 50 ml de detergente Maxiclen diluído na proporção 1:10, de acordo com a recomendação do fabricante. O frasco foi colocado dentro de uma cesta da cuba ultrassônica (Ultrasonic cleaner T-14, Kearny, New Jersey, USA), após esse procedimento de limpeza os pilares foram levados para o MEV. As imagens dos parafusos dos pilares foram realizadas no MEV (Vega 3 LMU, Tescan, Brno, República Tcheca), com aceleração do feixe de 5.0 KV, detector de elétron secundário, com aumentos de 40X, 100X, 300X. (Figura 7).



Figura 7. A) Cuba ultrassônica para limpeza de superfície dos pilares (Ultrasonic cleaner T-14; **B)** Microscópio eletrônico de varredura (Vega 3 LMU, Tescan, Brno, República Tcheca).

3.2.4. Aplicação dos torques de aperto e desaperto nos pilares

Os torques de aperto dos pilares foram realizados em dois momentos (torque inicial e final) – o torque inicial ocorreu após análise inicial dos parafusos dos pilares no MEV, após 3 min realizou-se o desaperto inicial, já o torque final, ocorreu após o desaperto inicial e antes da realização das

imagens iniciais de microtomografia computadorizada de precisão (micro-ct) e ciclagem mecânica. O desaperto ocorreu também em dois momentos (desaperto inicial e final) - desaperto inicial, que ocorreu após os 3 min de aperto inicial e o desaperto final, que foi realizado após a confecção final de imagens no micro-ct e a ciclagem mecânica.

Os torques recomendados pelos fabricantes foram de: 32 Ncm para o NSI e NSF, 15 Ncm para o NPI e NPF e 20 Ncm para o SSI, SSF, SPI e SPF. Para a medição dos torques de aperto e desaperto utilizou-se um torquímetro (MK controle e instrumentação Ltda, São Paulo, SP, Brasil) de faixa nominal 5 Nm, nº de série 20150725, com certificado de calibração número 24959-15/SP emitido pela Calibratec (Comércio e Assistência Técnica de Instrumentos de Medição Ltda, Curitiba, PR, Brasil) conectado a um sistema de aquisição analógico-digital (Lynx, modelo ADS2000 – IP-B-3 módulo 2161, nº de série 44747, São Paulo, SP, Brasil). Esse equipamento foi fabricado especificamente para aplicação e medição de pequenos torques e forças. O equipamento contém uma mesa de coordenadas com ajuste micrométrico independente em duas direções (X-Y) e suporte para fixação da amostra. O equipamento conta ainda com sistema de fixação da chave hexagonal com ajuste de altura contínuo e sistema que possibilita pequenos movimentos orbitais para correção de pequenos desalinhamentos entre a chave e a cabeça do parafuso, possibilitando assim uma leitura de torque mais precisa e exata.

A aquisição do sinal do torquímetro foi feito em tempo real pelo sistema de aquisição da Lynx, utilizou-se de uma frequência de amostragem de 100 Hz e um tempo total de aquisição de 60 s por amostra tanto para o aperto e desaperto. A aquisição do sinal em tempo real permite o real monitoramento do comportamento mecânico do ensaio minimizando erros de leitura do valor de torque aplicado, melhor análise do comportamento do sinal de aperto e desaperto ampliando o nível de interpretação dos dados. Os torques eram dados em Nm e foram convertidos em Ncm através do programa Microsoft Excel.

Os procedimentos de desaperto foram realizados pelo mesmo operador, da mesma forma que o torque de aperto, utilizando o mesmo

torquímetro. A figura 8 mostra um esquema que representa os procedimentos de aquisição dos torques de aperto e desaperto.

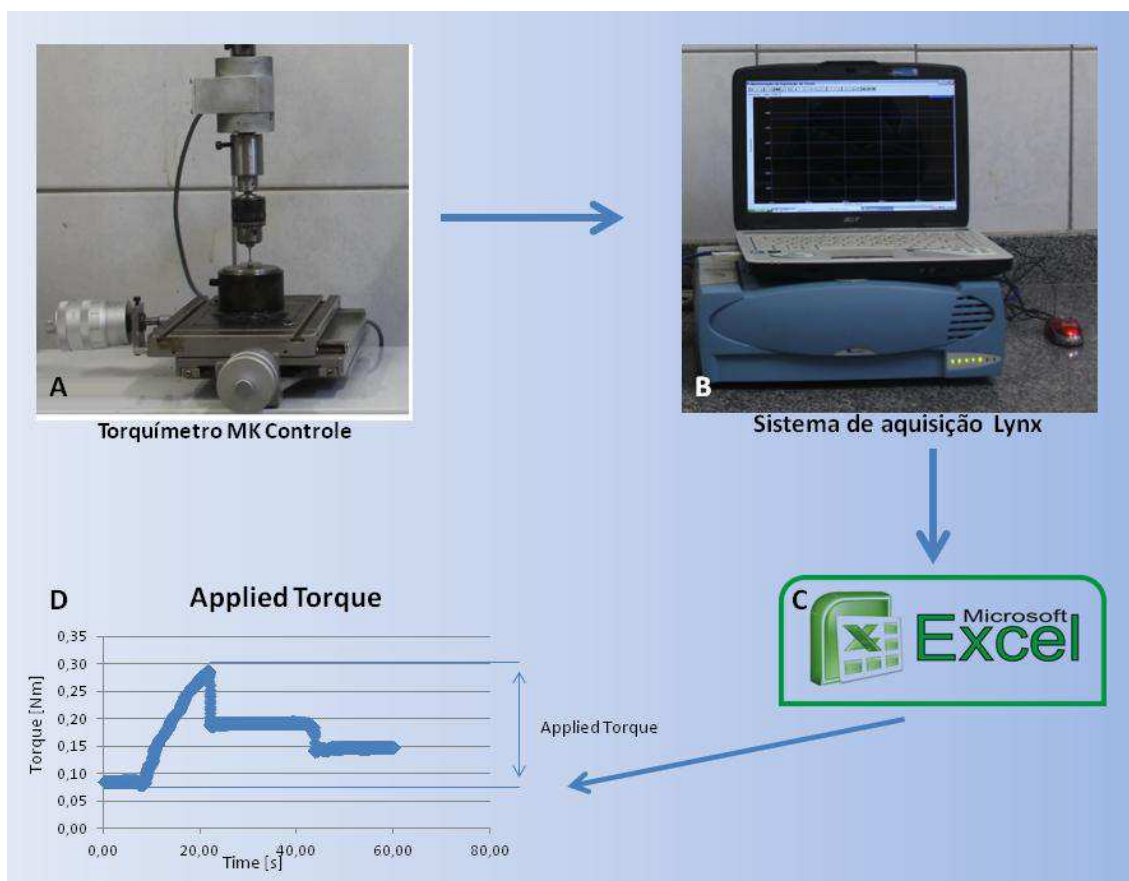


Figura. 8. Esquema mostrando a fase de aplicação até a aquisição do torque. **A)** Torquímetro MK Controle aplicando torque na amostra; **B)** Sistema de aquisição analógico-digital (Lynx) acoplado ao torquímetro; **C)** Programa utilizado para transformação dos torques de Nm para Ncm; **D)** Gráfico de dispersão mostrando a curva de torque.

3.2.5. Análise por microtomografia computadorizada de precisão (Micro-ct)

Para a análise microtomográfica foi utilizado aparelho modelo 1272 da fabricante SkyScan (Kontich, Belgium) (Figura 9). O escaneamento das amostras foi padronizado com tamanho de voxel isotrópico de 21 μm , 100kV, 100 μA , em 180°, ângulo de rotação de 0,4 e filtro de Cu com tempo de

exposição de 1700 ms. As peças foram posicionadas e fixadas em um porta amostra apropriado com cera utilidade, possibilitando estabilização e prevenindo qualquer tipo de movimentação durante o escaneamento. Após o escaneamento as projeções tomográficas foram reconstruídas com o auxílio do programa de software específico Nrecon® (SkyScan®). O programa Data (SkyScan®) foi utilizado para visualização em 2D dos eixos coronal, transaxial e sagital. As análises lineares (2D) foram utilizadas após o estabelecimento da posição ideal, determinada pelo avaliador. A posição foi representada quando, no plano transaxial, podia-se visualizar o centro do implante. As imagens foram exportadas e as medições realizadas em software de edição fotográfica calibrado (ImageJ, Bethesda, MD, EUA). As medidas lineares foram realizadas em 3 áreas específicas de contato entre o parafuso do pilar e a superfície interna do implante, antes e após ciclagem mecânica. As três áreas foram avaliadas do seguinte modo:

A) Centro do parafuso do pilar (linha vermelha) ate o ombro interno do implante (linha amarela). Foram realizadas 3 medidas em μm , antes e após ciclagem mecânica, distantes 2 μm uma da outra (setas verdes).

B) Centro do parafuso do pilar (linha vermelha) até o topo das 3 primeiras roscas internas do implante. Foram realizadas 3 medidas em μm , antes e após ciclagem mecânica (setas amarelas).

C) Centro do parafuso do pilar (linha vermelha) até o vale das 3 primeiras roscas internas do implante. Foram realizadas 3 medidas em μm em cada imagem, antes e após ciclagem mecânica (setas azuis).

As figuras 10 a 13 ilustram as medidas nas imagens reconstruídas de micro-ct.



Figura 9. Micro-ct (SkyScan 1272, Kontich, Belgium)

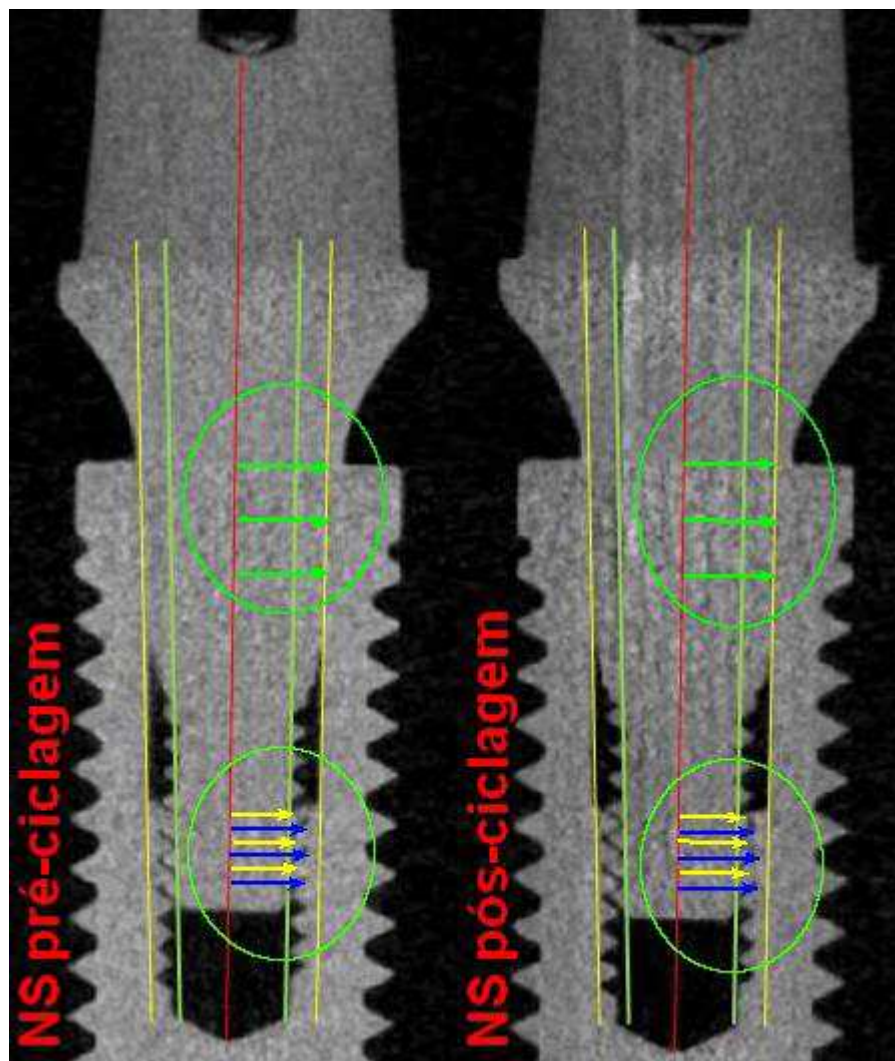


Figura 10. Imagem representativa mostrando as aferições de medidas de micro-ct do grupo NS (pilar de uma peça – sólido da neodent), antes e após a ciclagem mecânica. Setas verdes: centro do parafuso do pilar até o ombro interno do implante. Setas amarelas: centro do parafuso do pilar até o topo das 3 primeiras roscas internas superiores do implante. Setas azuis: centro do parafuso do pilar até o vale das 3 primeiras roscas internas do implante.

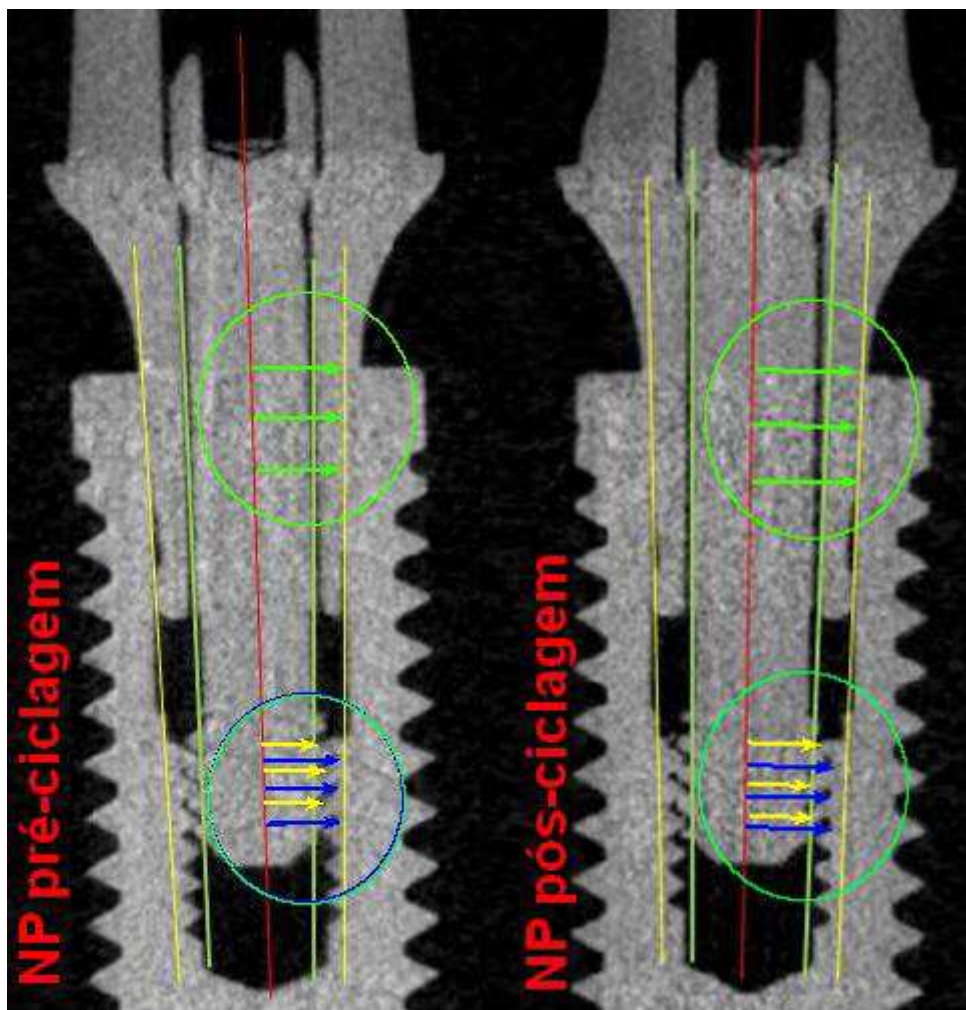


Figura 11. Imagem representativa mostrando as aferições de medidas de micro-ct do grupo NP (pilar de duas peças – parafuso passante da neodent), antes e após a ciclagem mecânica. Setas verdes: centro do parafuso do pilar até o ombro interno do implante. Setas amarelas: centro do parafuso do pilar até o topo das 3 primeiras roscas internas superiores do implante. Setas azuis: centro do parafuso do pilar até o vale das 3 primeiras roscas internas do implante.

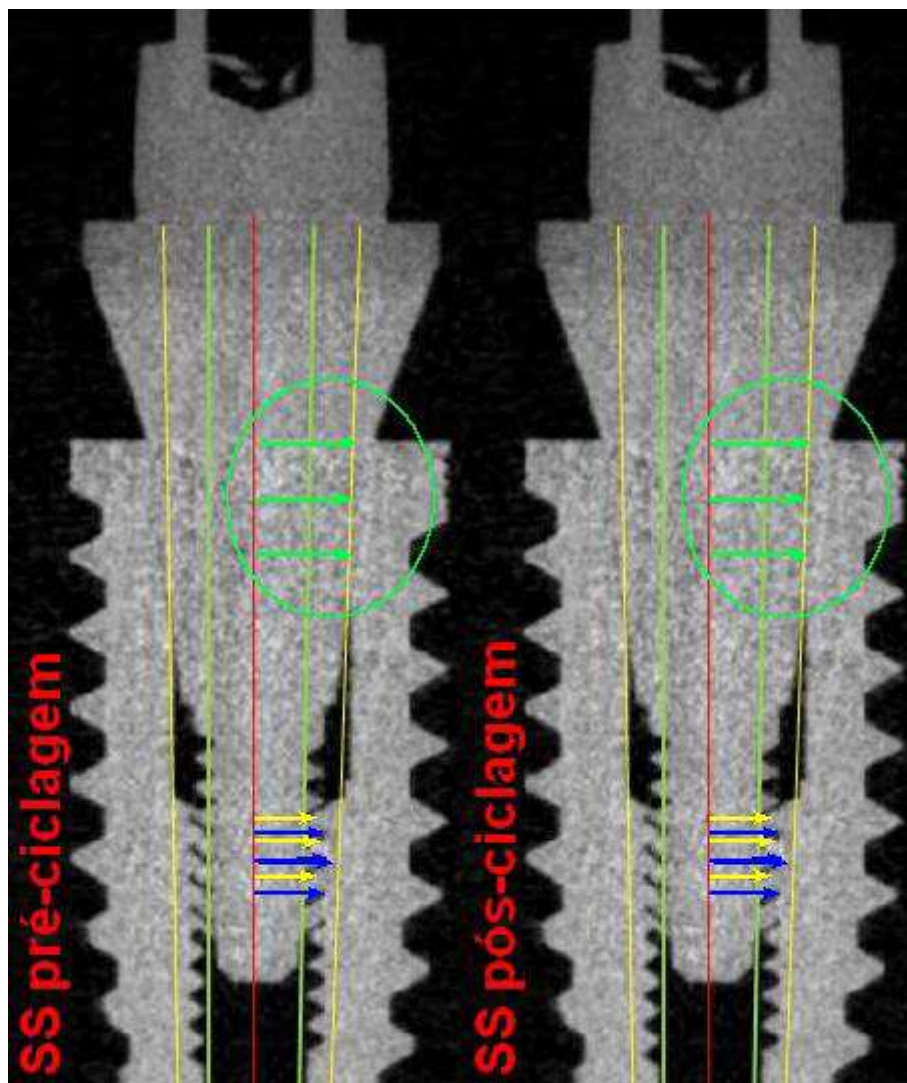


Figura 12. Imagem representativa mostrando as aferições de medidas de micro-ct do grupo SS (pillar de uma peça – sólido da SIN), antes e após a ciclagem mecânica. Setas verdes: centro do parafuso do pillar até o ombro interno do implante. Setas amarelas: centro do parafuso do pillar até o topo das 3 primeiras roscas internas superiores do implante. Setas azuis: centro do parafuso do pillar até o vale das 3 primeiras roscas internas do implante.

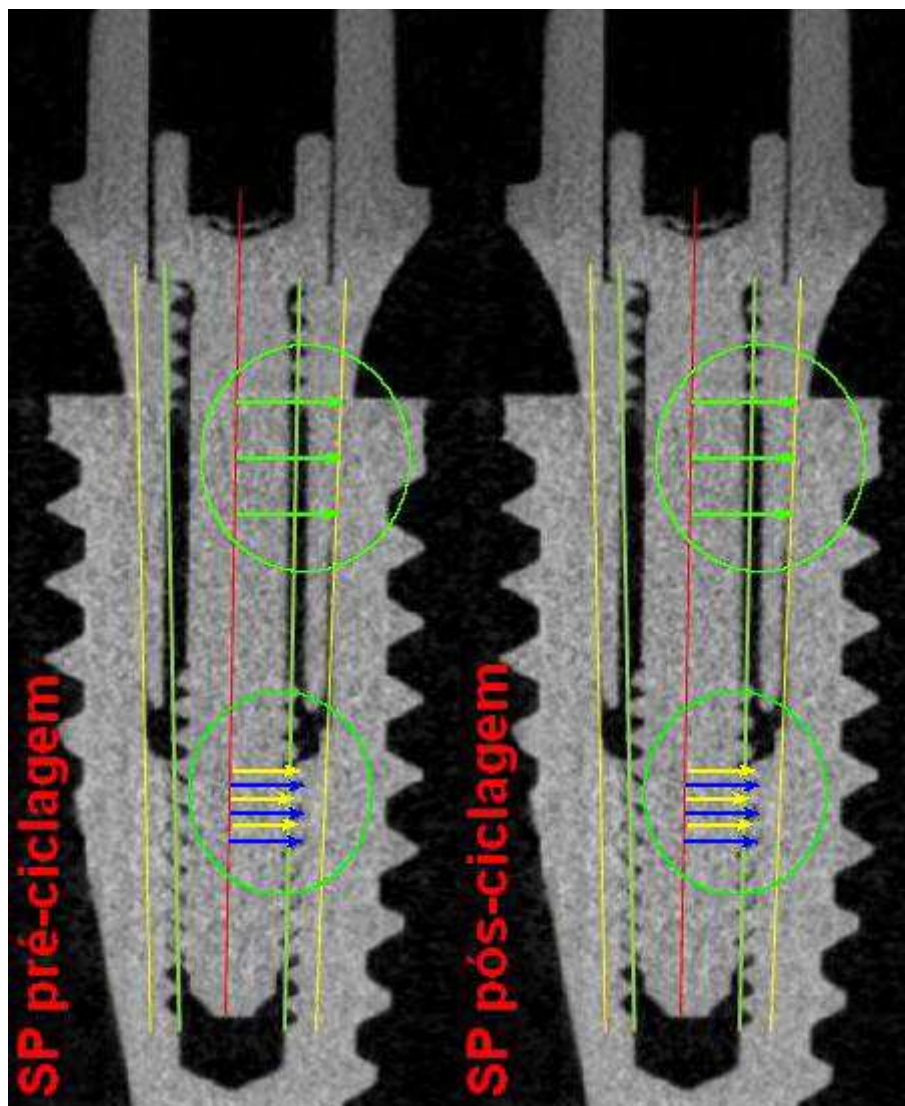


Figura 13. Imagem representativa mostrando as aferições de medidas de micro-ct do grupo SP (pillar de duas peças – parafuso passante da SIN), antes e após a ciclagem mecânica. Setas verdes: centro do parafuso do pilar até o ombro interno do implante. Setas amarelas: centro do parafuso do pilar até o topo das 3 primeiras roscas internas superiores do implante. Setas azuis: centro do parafuso do pilar até o vale das 3 primeiras roscas internas do implante.

3.2.6. Ensaio por meio de ciclagem mecânica

Após a aplicação dos torques de aperto finais e aquisição das imagens microtomográficas iniciais, cada pilar teve sua coroa metálica correspondente cimentada. Para o ensaio de aplicação de carga cíclica sobre os conjuntos implantes/pilares/coroas protéticas, simulando o efeito da mastigação humana, foi utilizada uma máquina de simulação de fadiga (cicladora mecânica com deslizamento de amostras) (Biopdi, São Carlos, SP) do Laboratório da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), composta por 2 eixos de movimentos para simular diferentes padrões de movimento. Esta máquina possibilitou a condução de ensaios dinâmicos de fadiga sobre 10 corpos de prova simultaneamente. A força gerada sobre o corpo de prova em cada ciclo de carga é dada por um sistema de molas, controlado através de uma célula de carga. O processo de aplicação da carga é totalmente automatizado.

Os pistões, juntamente com as pontas aplicadoras de carga, foram ajustados para incidirem simultaneamente sobre todas as coroas montadas, simulando desta forma uma condição de força excêntrica, as amostras foram inclinadas em 30° durante o teste, seguindo a norma 14801 (Figura 14). O sistema de termociclagem foi ajustado para uma temperatura de 37°C ± 1°C, simulando a temperatura da cavidade oral.

A máquina foi programada para a aplicação de uma carga com força de aproximadamente 50 N em média, sobre cada corpo de prova, com uma frequência de 101 ciclos por min (2 Hz), similar à frequência de mastigação humana, de 75 ciclos por min, durante 1.200.000 ciclos, com o intuito de simular aproximadamente 5 anos de mastigação (Pontius *et al.*, 2002) (Figura 15).

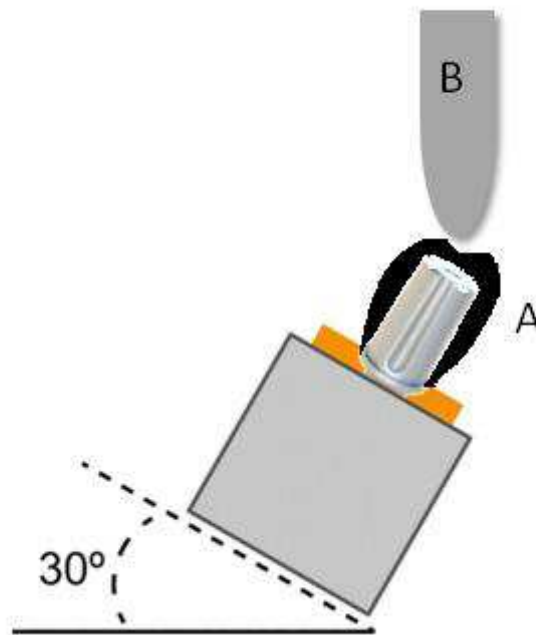


Figura 14. Inclinação de 30° da amostra. **A)** Coroa cimentada sobre o pilar no dispositivo instalado na base da máquina de ciclagem; **B)** Pistão para aplicação de carga excêntrica.

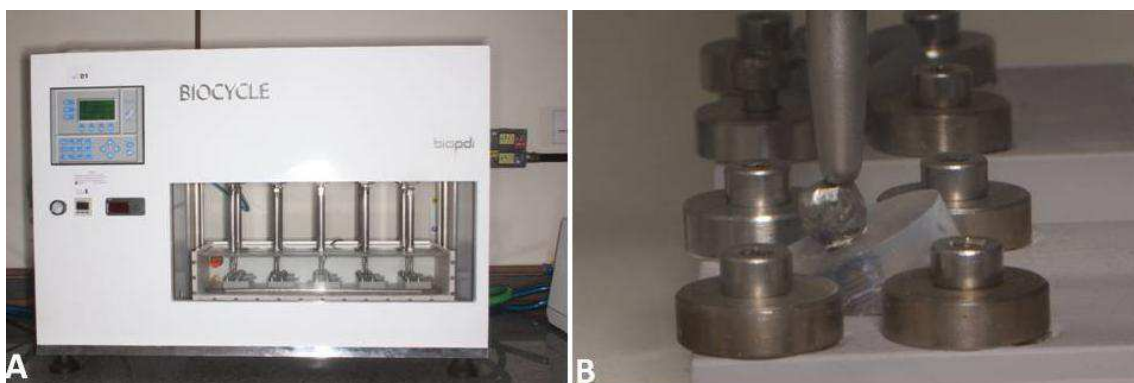


Figura 15. Máquina de simulação de fadiga (Biopdi, São Carlos, SP). **A)** Ciclagem de 10 amostras simultaneamente; **B)** Amostra posicionada em 30° com incidência de carga cíclica.

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram avaliados para a distribuição normal (Shapiro-Wilk, $p > 0,05$), seguido pelos testes estatísticos paramétricos. Para a avaliação dos torques de aperto e desaperto nos dois momentos estudados, realizou-se análise estatística utilizando o teste T pareado dentro de cada grupo. Para as medidas lineares das três áreas escolhidas, realizadas no micro-ct, realizou-se uma análise estatística por meio do teste T pareado dentro de cada grupo, comparando as medidas de cada região antes e após o ciclo mecânico. Foi utilizado um nível de significância de $\alpha = 0,05$. Utilizou-se o software estatístico Sigma Plot versão 12.0 (Systat Software, Inc., San José, CA 95110 USA). As imagens de MEV foram analisadas qualitativamente.

5. RESULTADOS

Os valores das médias e desvio padrão dos torques de aperto e desaperto da avaliação inicial (Ncm) de todos os grupos são apresentados na tabela 2. O teste T pareado revelou uma diferença estatisticamente significativa para o grupo NS e para o grupo SS ($p=0,046$ e $p=0,006$), respectivamente, entre o torque de aperto e desaperto. Após o desaperto inicial os pilares NS, NP e SP perderam torque de aperto, enquanto o pilar SS teve aumento no desaperto, superior ao torque aplicado inicialmente. A Tabela 3 mostra a média e o desvio padrão dos valores de torque de aperto e desaperto da avaliação final após a finalização do ensaio por ciclagem mecânica. O teste T pareado mostrou diferença estatística para todos os grupos ($p<0,001$).

Tabela 2. Valores médios de desaperto inicial (antes da ciclagem mecânica)

Torques de aperto e desaperto inicial (antes do aperto final e ciclagem mecânica)				
	NS	NP	SS	SP
Torque de aperto (Ncm)	32,70 (0,27)A	15,73 (0,19)A	21,12(0,09)B	21,09 (1,39)A
Desaperto (Ncm)	30,82 (1,46)B	13,98 (1,76)A	22,85(0,40)A	17,64 (3,47)A
Perda de torque (%)	5,75%	11,13%	- 8,14%	16,3%

* Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical. (**NS**: Pilares neodent sólidos; **NP**: pilares neodent parafuso passante; **SS**: pilares SIN sólidos; **SP**: pilares SIN parafuso passante).

Tabela 3. Valores médios de desaperto final (após ciclagem mecânica)

Torques de aperto e desaperto final (após ciclagem mecânica)				
	NS	NP	SS	SP
Torque de aperto (Ncm)	32,65 (1,34)A	15,87(0,79)A	20,61(0,38)A	20,59(0,28)A
Desaperto (Ncm)	13,72 (4,21)B	6,99 (2,55)B	10,99(4,13)B	9,38 (3,88)B
Perda de torque (%)	58%	53%	49,8%	54,44%

* Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical.

A Tabela 4 mostra a porcentagem média do desaperto inicial e final dos quatro tipos de pilares utilizados no estudo. A análise estatística revelou uma diferença significativa entre os torques de desaperto iniciais dos quatro grupos, quando comparados com os desapertos finais após ciclagem mecânica nos respectivos grupos.

Tabela 4. Porcentagem de desaperto inicial e final.

Desaperto inicial e final				
	NS	NP	SS	SP
Desaperto inicial (%)	5,75%B	11,13%B	- 8,14%B	16,3%B
Desaperto final (%)	58%A	53%A	49,8%A	54,44%A

* Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical. (**NS**: Pilares neodent sólidos; **NP**: pilares neodent parafuso passante; **SS**: pilares SIN sólidos; **SP**: pilares SIN parafuso passante).

As tabelas 5 a 8 mostram as médias e desvios-padrão das medidas realizadas nas imagens reconstruídas no micro-ct.

Na tabela 5 observa-se os resultados do grupo neodent sólido. Houve diferenças estatísticas significativas para amostra 2 em todas as aferições de medidas - seta verde ($p = 0,010$), seta amarela ($p = 0,019$), azul ($p = 0,025$) e para a amostra 3 – seta amarela ($p < 0,001$).

Tabela 5. Mensurações iniciais e finais das imagens tomográficas em μm .

Amostras dos pilares – NS (Neodent sólido)				
Seta Verde		Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
	Inicial	9,760 (0,13)A	10,00 (0,21)A	9,130 (0,14)A
Seta Amarela	Final	9,690 (0,23)A	9,240 (0,12)B	8,610 (0,29)A
	Inicial	7,760 (1,66)A	6,390 (0,32)A	6,720 (0,26)A
Seta Azul	Final	6,840 (0,13)A	5,350 (0,63)B	5,590 (0,39)B
	Inicial	8,830 (0,37)A	7,290 (0)A	7,830 (0,65)A
	Final	9,080 (0,5)A	6,740 (0,32)B	7,490 (0,26)A

*Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical entre cada cor de seta comparando mensuração inicial e final.

A tabela 6 mostra os resultados do grupo Neodent parafuso passante. Houve diferenças estatísticas significativas somente para as medidas da seta verde da amostra 3 ($p < 0,001$).

Tabela 6. Mensurações iniciais e finais das imagens tomográficas em μm .

Amostras dos pilares – NP (Neodent parafuso passante)				
Seta Verde		Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
	Inicial	9,300 (0,13)A	9,530 (0,47)A	11,070 (0,69)A
Seta Amarela	Final	9,660 (0,23)A	10,610 (0,23)A	10,920 (0,35)B
	Inicial	6,760 (0,26)A	6,380 (0,35)A	7,150 (0,39)A
Seta Azul	Final	6,690 (0,23)A	6,760 (0,53)A	6,840 (0,53)A
	Inicial	9,150 (0,53)A	7,990 (0,26)A	8,070 (0,22)A
	Final	8,300 (0,23)A	8,770 (0)A	7,920 (0,7)A

*Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical entre cada cor de seta comparando mensuração inicial e final.

O grupo SS apresentou as maiores diferenças estatísticas, quando se observa as medidas das setas verdes, todas as amostras apresentaram diferenças estatísticas significativas, amostra 1 ($p = 0,013$), amostra 2 ($p = 0,002$), amostra 3 ($p = 0,039$), houve aumento da média nas amostras 1 e 2. Também foi verificada diferença estatística significativa na amostra 1 do grupo SS na média das medidas das setas amarelas ($p = 0,048$) e nas setas azuis da amostra 3 ($p = 0,025$), como mostra a tabela 7.

Tabela 7. Mensurações iniciais e finais das imagens tomográficas em μm .

Amostras dos pilares – SS (SIN sólido)				
		Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
Seta Verde	Inicial	8,750 (0)B	7,980 (0,11)B	9,510 (0,24)A
	Final	9,790 (0,21)A	9,30 (0,11)A	9,170 (0,21)B
Seta Amarela	Inicial	6,730 (0,43)A	5,830 (0,62)A	6,180 (0,24)A
	Final	5,690 (0,31)B	5,270 (0,31)A	5,620 (0,62)A
Seta Azul	Inicial	7,500 (0,55)A	6,600 (0,12)A	7,010 (0,24)A
	Final	6,670 (1,08)A	6,040 (0)A	6,660 (0,2)B

*Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical entre cada cor de seta comparando mensuração inicial e final.

Para os pilares do tipo SP foi observado diferenças estatísticas significativas para a amostra 2. Houve diferenças estatísticas para as medidas das setas verdes ($p = 0,038$) e setas amarelas ($p < 0,001$).

Tabela 8. Mensurações iniciais e finais das imagens tomográficas em μm .

Amostras dos pilares – SP (SIN parafuso passante)				
		Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
Seta Verde	Inicial	9,370 (0,2)A	10,340 (0,43)A	8,750 (0)A
	Final	8,400 (0,43)A	9,440 (0,12)B	8,610 (0,12)A
Seta Amarela	Inicial	5,690 (0,23)A	6,460 (0,21)A	6,320 (0,12)A
	Final	5,210 (0,62)A	6,320 (0,12)B	5,970 (0,24)A
Seta Azul	Inicial	6,730 (0,43)A	7,290 (0)A	6,860 (0,21)A
	Final	6,320 (0,12)A	6,810 (0,23)A	6,940 (0,12)A

*Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical entre cada cor de seta comparando mensuração inicial e final.

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelou variação na morfologia das roscas de todos os espécimes, sendo que as maiores alterações foram vistas nas roscas dos parafusos dos grupos NP e SP após o teste de ciclagem mecânica, mais visível em ampliações de 100X e 300X. Os parafusos desses grupos apresentaram superfícies geralmente pouco

homogêneas e com resíduos na superfície. A figura 16 representa ilustrativamente uma das imagens realizadas no MEV, que mostra o parafuso de um pilar de duas peças da neodent (NP), o aumento de 100X após a ciclagem mecânica, nos mostra que esse parafuso apresenta marcações, estrias e desprendimento de material nas roscas.

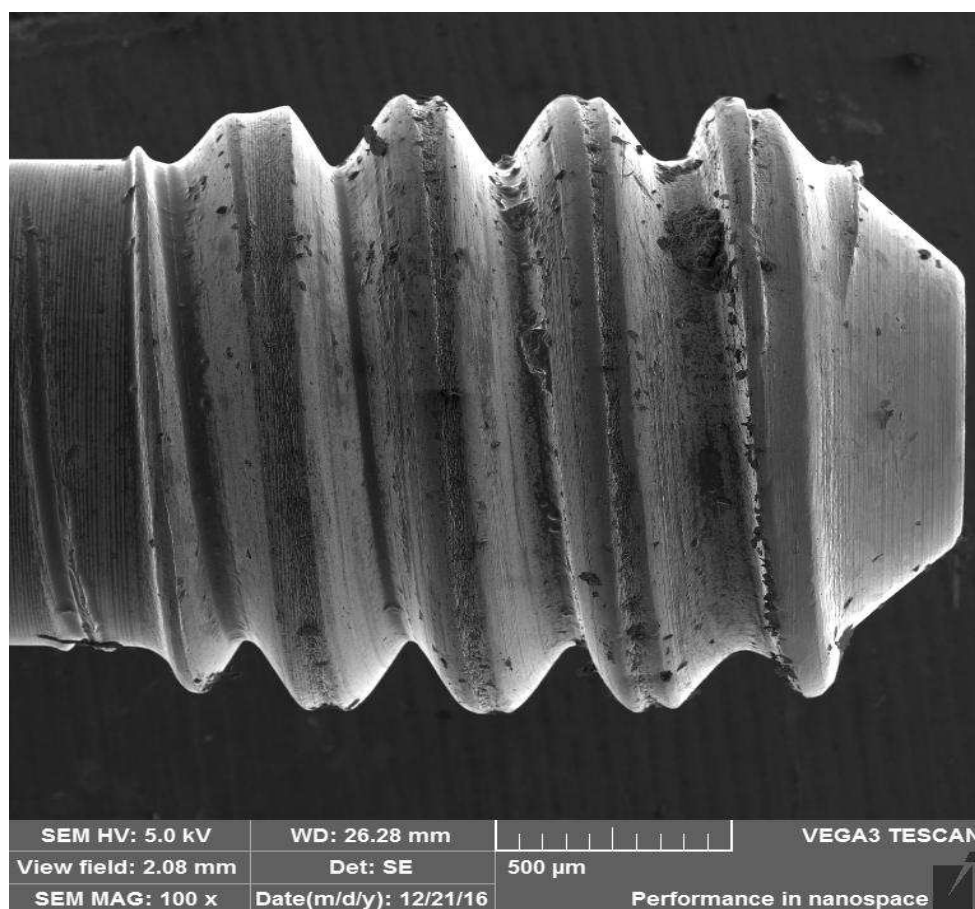


Figura. 16. Imagem ilustrativa com 100X de ampliação realizada no MEV, mostrando um parafuso do pilar da neodent (NP). A imagem mostra estrias e desprendimento de material na rosca do pilar.

Os parafusos dos pilares das amostras NS e SS apresentaram superfícies mais homogêneas, com resíduos de superfície menores que as amostras dos parafusos dos pilares NP e SP. As características da superfície

da rosca do pilar do implante variaram entre os grupos. Os grupos NS e SS apresentaram menor desprendimento de material superficial e baixo grau de estrias e detritos, entretanto as cristas das roscas apresentaram deformação como mostra a figura 17, que ilustra o grupo NS.

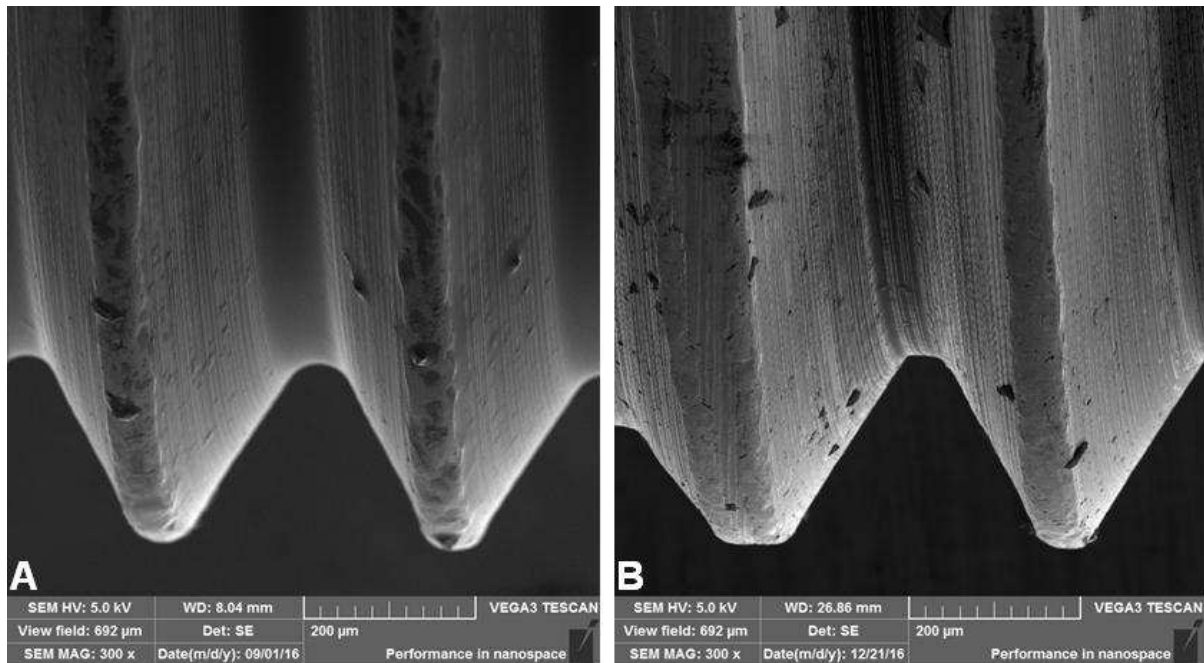


Figura. 17. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando a superfície das roscas de um parafuso protético do grupo NS. A imagem apresenta um aumento de 300X de ampliação. **A)** Morfologia das roscas do parafuso antes do teste de carga cíclica; **B)** Morfologia das roscas do parafuso após teste de carga cíclica, mostrando deformação das cristas das roscas.

6. DISCUSSÃO

O presente estudo apresenta limitações relacionadas ao ambiente in vitro. Por conseguinte, devem ser realizadas mais investigações in vitro e in vivo para avaliar a junção implante-pilar. A hipótese nula postulada foi rejeitada, houve diferenças significativas na estabilidade mecânica de pilares de uma e duas peças após a ciclagem mecânica. Os valores de desaperto final dos pilares foram influenciados pelo ciclo mecânico.

Em nosso trabalho foi abordado o estudo da estabilidade mecânica de pilares com conexão cônica interna (cone Morse) de uma e duas peças após serem submetidos a ciclos mecânicos de 1.200.000. Este estudo utilizou ainda, uma frequência de carregamento de 2 Hz, o que representa as melhores condições mecânicas segundo os padrões ISO (Karl e Kelly, 2009). Os resultados do presente estudo mostraram uma diminuição significativa dos torques aplicados aos pilares, o teste T pareado revelou uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) entre o torque final aplicado e o desaperto final dentro de cada grupo após o ciclo mecânico, esse resultado está de acordo com estudos anteriores (Breeding *et al.*, 1993, Delben *et al.*, 2011, Jorge *et al.*, 2013, Pereira *et al.*, 2016).

No estudo presente, observamos que no momento do desaperto inicial houve perda dos torques iniciais aplicados em tipos de pilares, mesmo sem aplicação de carga cíclica, as porcentagens de perda de torque em Ncm foram (NS = 5,75%, NP = 11,13%, SP = 16,3%), isso pode ser explicado pelo fenômeno chamado de "efeito de sedimentação", baseado na hipótese de que todas as superfícies usinadas possuem algum grau de micro-rugosidade (Breending *et al.*, 1993). Entretanto, os pilares do tipo SS apresentaram um ganho de torque de 8,14% no desaperto inicial, o que poderia ser explicado pelo maior diâmetro da área cônica desta conexão implante-pilar em relação aos outros grupos resultando em uma maior área superficial sujeita a atrito mecânico. Estudos têm sugerido que o material de fabricação do pilar pode desempenhar um papel importante na estabilidade da interface implante-pilar (Piermatti *et al.*, 2006, Tsuge & Hagiwara 2009, Jo *et al.*, 2014, Mattheos *et al.*, 2016), no entanto os quatro tipos de pilares que utilizamos no presente estudo

foram fabricados em titânio puro tipo 4, o que nos faz supor que o tipo de material do pilar não teve impacto sobre o ganho de torque no desaperto inicial dos pilares SS.

Em um estudo anterior, em que a carga cíclica foi utilizada para avaliação mastigatória, observou-se uma diminuição do torque no desaperto pós-carga em um pilar de duas peças de conexão interna (Coppedê *et al.*, 2009). Outro estudo relata que após a carga cíclica nos pilares de duas peças, os valores de desaperto foram significativamente menores que os torques iniciais, porém o desaperto dos pilares de uma peça mostrou torques de remoção iguais ou maiores que os iniciais (Kim *et al.*, 2014). Após a aplicação de cargas cíclicas, os valores de desaperto do grupo experimental foram menores que o aplicado inicialmente (19,7%), enquanto o grupo controle diminuiu (11,8%) no desaperto do pilar. Comparando com esses estudos anteriores, após a ciclagem mecânica, tivemos um desaperto ainda mais considerável em termos de porcentagem, sendo (NSF = 58%, NPF = 53%, SSF = 49,8%, SPF = 54,44%). Clinicamente esses resultados podem ser preocupantes, quando pensamos que houve perda de mais da metade do torque aplicado para a maioria das amostras que receberam carga cíclica, mas por outro lado, devemos levar em conta que, em uma simulação de 5 anos de mastigação não tivemos fratura ou afrouxamento de parafusos. Devemos ainda considerar que mesmo os pilares de 2 peças que apresentam um parafuso passante para retenção do pilar não se soltaram.

Imagens metalográficas revelaram que havia mais contato entre as paredes internas da junção implante-pilar após carga cíclica. Essa informação é especialmente importante nos casos de implantes unitários, porque o pilar não se soltará facilmente (Gehrke e Serra, 2015), terá uma melhor vedação bacteriana e melhor estabilidade mecânica (Meleo *et al.*, 2012, Scarano *et al.*, 2016), isso se deve ao embricamento do cone do pilar com o do implante, o que é extremamente importante em próteses unitárias. Na conexão CM, o pilar protético é unido ao implante pelo parafuso e por atrito, com travamento mecânico (friccional) entre o cone do implante e o cone do componente protético. Este tipo de travamento permite que o componente protético tenha

pouca perda da pré-carga, reduzindo a possibilidade de micromovimentação durante as cargas, não sobrecarregando o parafuso de fixação, diminuindo a incidência de afrouxamento e/ou fratura do mesmo (Merz *et al.*, 2000). Os implantes do tipo CM apresentaram uma variação menor entre os valores de aperto e desaperto e mostraram uma melhor estabilidade no caso de restaurações unitárias (Feitosa *et al.*, 2013). No presente estudo, os valores de desaperto finais pós-ciclagem foram significativamente maiores que os valores de desaperto iniciais sem ciclagem, possivelmente o ciclo mecânico de 5 anos proporcionou esse resultado. Os resultados dos estudos passados e o nosso atual podem sustentar a idéia de que, a conexão Morse possa ser bem indicada para restaurações unitárias sobre implante, isso porque em uma simulação de 5 anos de carga mastigatória não houve soltura ou fratura de pilares. O embridamento foi importante para manutenção da pré-carga, pois mesmo após desaperto dos parafusos dos pilares de 2 peças o pilar não se soltou.

Um estudo relatou que os dois tipos de pilares (1 e 2 peças) apresentaram uma boa resistência à carga dinâmica e podem, portanto, funcionar por vários anos sem apresentarem problemas mecânicos (Cehreli *et al.*, 2004). Em nosso estudo notamos que houve uma boa resistência à carga dinâmica aplicada (5 anos), isso porque, mesmo com valores aumentados de desaperto em todos os tipos de pilares que sofreram carga, não observamos soltura ou fraturas de parafusos, nem nos pilares que tiveram aplicados valores de pré-carga inicial menores. Nos pilares NP foi aplicada uma média de 15 Ncm de torque e após desaperto do parafuso o pilar estava mantido em posição pelo efeito do embridamento do cone às paredes internas do implante.

O raio-X tomográfico é uma das ferramentas mais sofisticadas e precisas para avaliações geométricas dos atuais sistemas de implantes, uma vez que permite adquirir imagens tridimensionais e realizar uma avaliação não-invasiva e não-destrutiva (Meleo *et al.*, 2012).

No presente estudo, foram realizadas medidas em três pontos diferentes da interface implante-pilar utilizando as imagens realizadas no micro-ct, todos os pilares apresentaram diferenças estatísticas em algum dos locais

quando se comparou antes e depois a ciclagem mecânica. Os pilares do tipo SS apresentaram a maior quantidade de áreas com diferenças estatísticas após o ciclo mecânico, por exemplo, na avaliação do contato próximo ao ombro do implante todas as medidas apresentaram diferenças estatísticas, amostra 1 ($p = 0,013$), amostra 2 ($p = 0,002$), amostra 3 ($p = 0,039$). Em um estudo recente, os autores realizaram medidas microtomográficas da junção implante-pilar, utilizando o mesmo software de edição fotográfica, e relataram que, embora as diferenças identificadas nas fatias sejam grandes o suficiente para sustentar conclusões, pode-se esperar uma certa extensão da variação em relação ao contato tridimensional real entre implante-pilar (Mattheos *et al.*, 2016). Havia pequenas diferenças observadas entre o lado direito e esquerdo do pilar, e a dificuldade em produzir uma fatia 100% exata na posição desejada é grande (Mattheos *et al.*, 2016). Entretanto, mesmo apresentando diferenças estatísticas na comparação das 3 diferentes áreas estudadas, não foi observada nenhuma desadaptação aparente das junções implante-pilar observadas antes e após ciclagem mecânica no micro-ct.

Scarano et al., em 2016, relataram não haver separação detectável na interface cônica implante-pilar CM, e houve um embricamento absoluto sem quaisquer microgaps entre o implante e o pilar. Nenhuma linha foi visível separando o implante e o pilar. Pelo contrário, no HI parafusado foram observados numerosos gaps e vazios observados entre o corpo do implante e o pilar. Os autores concluíram que o comprimento e as características da junta implante-pilar podem ser a razão para as diferenças observadas na estabilidade mecânica. No nosso estudo não percebemos presença de microgaps na interface implante-pilar nas imagens do micro-ct, o que pode explicar a manutenção da estabilidade dos 4 tipos de pilares mesmo com porcentagens aumentadas de desaperto após ciclagem mecânica.

Mattheos et al., em 2016, relataram diferenças dimensionais importantes entre todas as áreas de contato estudadas de três tipos de pilares utilizados, porém o contato apertado no ombro do implante foi semelhante em todas as três unidades. O acoplamento da conexão interna e, em particular, dos elementos anti-rotacionais foi seriamente comprometido nos pilares

compatíveis comparados aos pilares originais. No estudo atual também notamos semelhanças nas 3 medidas realizadas próximas ao ombro do implante.

No MEV houve variação da morfologia das roscas de todos os espécimes, sendo que as maiores alterações foram observadas nas roscas dos grupos NP e SP após o teste de ciclagem mecânica. Os parafusos destes grupos apresentaram geralmente superfícies irregulares e alguns resíduos de superfície. Essas alterações relacionadas às roscas dos parafusos dos pilares podem estar relacionadas ao processo de usinagem, e mesmo apresentando alterações microscópicas não devem alterar significativamente a estabilidade da junção implante-pilar. Outros estudos mostraram alterações e danos mecânicos nas roscas do pilar após o ciclo mecânico, especialmente no flanco próximo à crista da rosca (Tsuge e Hagiwara, 2009, Murmura *et al.*, 2013).

7. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que:

1. As conexões implante-pilar mostraram que, independentemente de ter sido aplicado um torque de aperto de 15 Ncm, 20 Ncm ou 32 Ncm, após a carga cíclica (5 anos de mastigação), todos os 4 tipos de pilares estudados mostraram porcentagens significativas de perda de torque de aperto.

2. As conexões implante-pilar apresentaram boa estabilidade mecânica após aplicação dos ciclos mecânicos, pois mesmo com valores aumentados de desapertos não houve solturas ou fraturas de parafusos/pilares, indicando que o embricamento da interface Morse após torques de apertos é importante para manutenção da junção implante-pilar.

REFERÊNCIAS

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2010; 25(3):506-15.
2. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Brägger U, Pjetursson BE, Lang NP, *et al.* A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. **Clin Oral Implants Res.** 2009; 20(5):441–51.
3. Almeida EO, Freitas-Júnior AC, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28(1):103-8.
4. Anderson PJ, Yong R, Surman TL, Rajion ZA, Ranjitkar S. Application of three-dimensional computed tomography in craniofacial clinical practice and research. **Aust Dent J.** 2014; 59(1):174-85.
5. Bernardes SR. **Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante.** [Tese] Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto FORP/USP; 2009.
6. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(1):76-94.
7. Binon PP, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screw in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9(1):48-63.

*De acordo com a Norma da FOUFU, baseado nas Normas de Vancouver. Abreviaturas dos periódicos com conformidade com Medline (Pubmed)

8. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int J of Prosthodont.** 1993; 6(5):435–39.
9. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent.** 1994; 71(6):592-9.
10. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. **J Prosthodont.** 2006; 15(3):164–71.
11. Campos LEC. **Análise físico-química e biológica de duas superfícies de implantes osteointegráveis de uso odontológico.** Rio de Janeiro, 2007. Dissertação (Mestrado) – Universidade Veiga de Almeida, Mestrado em Odontologia.
12. Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. **Clin Oral Implants Res.** 2004; 15(4):459-65.
13. Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. **J Periodontol.** 2010; 81(10):1367-78.
14. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. **Br Dent J.** 2006; 201(8):501-7.
15. Coppedê AR, Chiarello de Mattos MG, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: An in vitro study. **Clin Oral Implants Res.** 2009; 20(6):624-32.

16. Delben JA, Assunção WG, Gomes EA, Barco VA. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2011; 26(2):251–6.
17. Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, da Silva NR, Thompson VP, Assunção WG. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. **Dent Mater**. 2014; 30(4):408-16.
18. Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. **Eur J Dent**. 2013; 7(3):267-71.
19. Fernandes TR, Gehrke SA, Mardegan FE, De Bortoli Jr N, Tritto MA. Estudo comparativo do torque de remoção dos parafusos de conexão de pilares protéticos sobre implantes com conexão de hexágono interno e cone Morse após ensaio de ciclagem mecânica. **J Health Sci Inst**. 2011; 29(3):161-5.
20. Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. **Clin Oral Implants Res**. 2013; 24(2):197-202.
21. Freitas-Júnior AC, Bonfante EA, Martins LM, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Reliability and failure modes of anterior single-unit implant supported restorations. **Clin Oral Implants Res**. 2012; 23(9):1005-11.
22. Garcia RP, Xidis S, Macias CR, El Helou JH, Kfoury FA. Versatilidade clínica de componentes protéticos cone Morse. **Revista Eletrônica da Faculdade de Odontologia da FMU**. 2013; 2(2):1-25.

23. Gehrke P, Dohm G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. **Quintessence Int.** 2006; 37(1):19-26.

24. Gehrke SA, De Carvalho Serra R. Load fatigue performance of conical implant-abutment connection: effect of torque level and interface junction. **Minerva Stomatol.** 2015; 64(1):1-7.

25. Gehrke SA, Pereira FA. Changes in the abutment-Implant interface in Morse taper implant connections after mechanical cycling: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2014;29(4):791–7.

26. Goodacre C, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2003; 90(2):121-32.

27. Gonçalves ARQ, Teixeira MS, Mattos FR, Barros MB, Motta SHG. Comportamento biomecânico de implantes de hexágono interno e externo. **Rev. Gaúch. Odontol.** 2010; 58(3):327-32.

28. Hsu JT, Huang HL, Tsai MT, Wu AY, Tu MG, Fuh LJ. Effects of the 3D bone-to-implant contact and bone stiffness on the initial stability of a dental implant: micro-CT and resonance frequency analyses. **Int J Oral Maxillofac.** 2013; 42(2):276-80.

29. Hsu ML, Chen FC, Kao HC, Cheng CK. Influence of off-axis loading of an maxillary implant: a 3-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofacial implants.** 2007; 22(2):301-9.

30. Jemt T. Modified single and short-span restoration supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. **J Prosthet Dent.** 1986; 55(2):243-7.

31. Jo JY, Yang DS, Huh JB, Heo JC, Yun MJ, Jeong CM. Influence of abutment materials on the implant-abutment joint stability in internal conical connection type implant systems. **J Adv Prosthodont.** 2014; 6(6):491-7.
32. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28(2):415-22.
33. 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(2):119–30.
34. Kano SC, Binon P, Bonfante P, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **J Prosthodont.** 2006; 15(2):77-81.
35. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. **Dent Mater.** 2009; 25(11):1426–32.
36. Kim KS, Han JS, Lim YJ. Settling of abutments into implants and changes in removal torque in five different implant-abutment connections. Part 1: Cyclic loading. **J Oral Maxillofac Implants.** 2014; 29(5):1079-84.
37. Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw-and cement-retained implant fixed partial denture design. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2009; 24(6):1061-7.
38. 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(6):720–26.

39. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J Prosthet Dent.** 2002; 88(4):402–8.

40. Lewis S, Beumer J 3rd, Hornburg W, Moy P. The “UCLA” abutment. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1988; 3(3):183-9.

41. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. **J Prosthet Dent.** 1992; 67(4):509-15.

42. Lin MI, Shen YW, Huang HL. A retrospective study of implant–abutment connections on crestal bone level. **J Dent Res.** 2013; 92(12):202S–7S.

43. Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CA, Magini RS, *et al.* Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. **Eur J Dent.** 2016; 10(1):148-54.

44. Manor Y, Oubaid S, Mardinger O, Chaushu G, Nissan J. Characteristics of early versus late implant failure: a retrospective study. **J Oral Maxillofac Surg.** 2009; 67(12):2649-52.

45. Manzoor B, Suleiman M, Palmer RM. The effects of simulated bone loss on the implant-abutment assembly and likelihood of fracture: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28(3):729-38.

46. Mardegan FEC. **Avaliação e comparação do torque de remoção do parafuso de *abutment* em meio seco, com uma saliva artificial e com um selante adesivo.** [monografia de especialização]. São Bernardo do Campo: Curso de Especialização da APCD, 2006.

47. Mattheos N, Li X, Zampelis A, Ma L, Janda M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. **Clin Oral Implants Res.** 2016; 27(11):134-43.
48. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.** 1998; 42(1):71-89.
49. Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D microtomographic technique analysis. **Ann Ist Super Sanita.** 2012; 48(1):53–8.
50. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000;15(4):519-26.
51. Messias A, Rocha S, Calha N, Neto MA, Nicolau P, Guerra F. Effect of intentional abutment disconnection on the micro-movements of the implant–abutment assembly: a 3D digital image correlation analysis. **Clin Oral Implants Res.** 2017; 28(1):9-16.
52. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2003; 18(5):719-28.
53. Murmura G, Di Lorio D, Cicchetti AR, Sinjari B, Caputi S. In vitro analysis of resistance to cyclic load and preload distribution of two implant/abutment screwed connections. **J Oral Implantol.** 2013; 39(3):293-301.

54. Öhrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontics approach. **Quintessence Int.** 1988; 19(12):871-6.
55. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Implants Res.** 2001; 12(6): 648-57.
56. Pereira FA, Junior NB, Nomiya LM, De Bortoli MS, Gehrke SA. Análise da interface pilar/implante em implantes cone Morse após ciclagem mecânica. **ImplantNews.** 2012; 9(1):59-66.
57. Pereira J, Morsch CS, Henriques B, Nascimento RM, Benfatti CA, Silva FS, *et al.* Removal Torque and Biofilm Accumulation at Two Dental Implant-Abutment Joints After Fatigue. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2016; 31(4):813-19.
58. Piermatti J, Youssef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. **Implant Dent.** 2006; 15(4):427-35.
59. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2014; 29:308–24.
60. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). **Clin Oral Implants Res.** 2007; 18(3):97-113.
61. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures

(FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. **Clin Oral Implants Res.** 2004; 15(6):625–42.

62. Pontius O, Nathanson D, Giordano R, Schilder H, Hutter JW. Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement. **J Endod.** 2002; 28(10):710-15.

63. Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2013; 28(1):44-50.

64. Raoofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Moyahhedi MR. Comparison of the Effect of Three Abutment–implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis. **J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.** 2013; 7(3):132–9.

65. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. **J Dent.** 2002; 30(7-8):271-82.

66. Sartori IAM, Bernades SR, Molinari ARDM, Hermann, C, Thomé G. Intermediários para implantes cone Morse: seleção e utilização. **J ILAPEO.** 2008; 2(4):96-104.

67. Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R, Valbonetti L. Evaluation of microgap with three-dimensional X-ray microtomography: internal hexagon versus cone Morse. **Journal Craniofac Surg.** 2016; 27(3):682-4.

68. 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 A**. 2014; 102(2):552-74.
69. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Queck HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2011; 26(4):797-806.
70. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. **Clin Oral Implants Res**. 2014; 25(2):166-70.
71. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin Oral Implants Res**. 2008; 19(12):1276–84.
72. Swain MV, Xue J. State of the art of micro-ct applications in dental research. **Int J Oral Sci**. 2009; 1(4):177-88.
73. Tawil G. Peri-implant bone loss caused by occlusal overload: repair of the peri-implant defect following correction of the traumatic occlusion. A case report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2008; 23(1):153-7.
74. Thomé G, Golin AL, Castro CG, Salatti RC, Valgas L, Bernardes SR. Considerações mecânicas e a importância do uso de implantes cone Morse para o sucesso em implantodontia. **J ILAPEO**. 2011; 5(4):126-30.
75. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. **Dent Mater**. 2009; 28(4):373–81.

76. Ugurel CS, Steiner M, Ozkol GI, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. **Clin Oral Implants Res.** 2015; 26(2):137-42.
77. Wiedenhof AG, **Desenvolvimento de uma bancada de teste para torque de parafusos para implantes.** Porto Alegre, 2008. Dissertação (mestrado) – Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul/UFRGS.
78. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontics implications. **Int J Prosthodont.** 1995; 8(2):105-16.
79. Wu AW. **Mensuração do torque de desaperto do componente protético em conexão do tipo cone Morse em implantes dentários utilizando deposição de carbono sobre a superfície de atrito.** São Paulo, 2008. Dissertação (mestrado) - Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo/USP.
80. Yamanishi Y, Yamaguchi S, Imazato S, Nakano T, Yatani H. Influences of implant neck design and implant-abutment joint type on peri-implant bone stress and abutment micromovement: three-dimensional finite element analysis. **Dent Mater.** 2012; 28(11):1126-33.