

Karine Regina Tolesano Loureiro

**Comportamento Mecânico de um
Modificador de Conexão Protética (MCP)
para Implante Dental**

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, 2018

Karine Regina Tolesano Loureiro

**Comportamento Mecânico de um
Modificador de Conexão Protética (MCP)
para Implante Dental**

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. Denildo de Magalhães

Banca examinadora:

Prof. Dr. Denildo de Magalhães
Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior
Profa. Dra. Marina de Melo Naves

Uberlândia, 2018

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

- L892c
2018 Loureiro, Karine Regina Tolesano, 1987
 Comportamento mecânico de um modificador de conexão protética
(MCP) para implante dental / Karine Regina Tolesano Loureiro. - 2018.
 55 f. : il.
- Orientador: Denildo de Magalhães.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
 Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.127>
 Inclui bibliografia.
1. Odontologia - Teses. 2. Implantes dentários - Teses. 3.
Microscopia eletrônica de varredura - Teses. 4. Dente suporte - Teses. I.
Magalhães, Denildo de. II. Universidade Federal de Uberlândia.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDU: 616.314

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

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 nº328– COPOD

Data: 09/02/2018

Discente: KARINE REGINA TOLESANO LOUREIRO Matrícula: 11612ODO015

Título do Trabalho **Comportamento mecânico de um modificador de conexão protética (MCP) para implante dental**

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e prótese sobre implante

As oito horas do dia **nove de fevereiro do ano de 2018** no Anfiteatro do Bloco 4T, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro de 2018, assim composta: Professores Doutores: Paulo César Simamoto Júnior (UFU); Marina de Melo Naves; e Denildo de Magalhães (UFU) orientador(a) do(a) candidato(a) **Karine Regina Tolesano Loureiro**


Iniciando os trabalhos o (a) presidente da mesa Dr. Denildo de Magalhães 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) ___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.

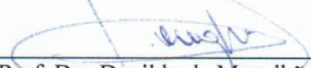
Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às ___ horas e ___ minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Prof. Dr. Paulo César Simamoto Júnior (UFU)



Profª Drª Marina de Melo Naves



Prof. Dr. Denildo de Magalhães – UFU
Orientador (a)

À DEUS,

Por me permitir chegar até aqui me protegendo
e guiando durante todos esses anos.

À minha Mãe Regina Maria,

Dedico esse trabalho a você por não abdicar
esforços para a realização dos meus sonhos, pelo
exemplo de mulher forte e batalhadora que sempre me
incentivou a seguir em frente e não desistir.

Ao meu pai Hugo Cesar,

Que sempre esteve presente no meu coração.

À minha filha Maria Luiza,

Dizem que os filhos refletem os pais e pra você
E por você sigo em frente.

Inexplicável meu amor por você e como é
maravilhoso dividir com você nossas vitórias.

À minha família

Agradeço a todos os meus familiares e amigos
por sempre estarem presentes.

Aos meus amigos

Sem vocês não sei o que seria de mim

Agradeço por sempre estarem
de braços abertos para me ouvir,
me apoiar, me reprimir e sem dúvida me aturar!

Ao meu orientador, Prof. Dr. Denildo de Magalhães,

Professor, “daddy”, mestre, orientador,
espelho, exemplo...

À você o meu agradecimento é especial,
pois sem você esse trabalho
não teria se concretizado, ter a sua orientação
foi essencial. Imensurável o meu crescimento
pessoal e profissional após os seus
conhecimentos.

Te admiro muito.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À todos os professores que participaram da minha formação

Agradeço imensamente a todos que contribuíram para o meu crescimento profissional.

Aos queridos amigos da Pós-graduação meu muito obrigada e em especial **Marcos Boaventura** pela dupla formada e equipe maravilhosa que estamos construindo com esforço duplo e dedicação.

A amiga **Juliana Mota Siqueira** pela atenção, auxílio, ajuda com as traduções e força nos momentos difíceis.

Ao prof. Dr. **Cleudmar Amaral de Araújo**, 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 deste trabalho.

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 desaperto dos parafusos das amostras.

Ao **Prof. Dr. Alfredo Júlio Fernandes Neto** pelo carinho, atenção, paciência e todos os ensinamentos sendo essencial na minha formação.

À **Profa. Dra Karla Zancopé**, por me ajudar bastante. Obrigada 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.

Ao **Prof. Márcio Teixeira** pela atenção, carinho, compreensão, apoio e por me ajudar sempre quando precisei.

À **Prof. Dra. Marina de Melo Naves** pela paciência e orientações durante a execução desse trabalho e ao **Prof. Dr. Helder Henrique Machado de Menezes** por estar junto nesse projeto já que o **MCP** utilizado no estudo foi idealizado e construído na **HD Ensinos Odontológicos** em conjunto pela equipe (**Helder, Marina e Denildo**) com patente aprovada.

Ao Prof. Dr. **Clébio Domingues** pela ajuda na confecção das minhas coroas metálicas, pela paciência e atenção.

Ao técnico **Flaysner Magayver Portela** pela confecção das imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), no laboratório da química.

Ao Sr. **Advaldo** o meu terno agradecimento, **Aos técnicos do laboratório de Prótese dentária do Hospital Odontológico** essenciais em vários momentos, aos técnicos do CpBIO, pela paciência e ajuda no uso dos equipamentos do laboratório.

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.

À empresa **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 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 fosse desenvolvido meu trabalho, realizando testes de aperto e desaperto dos componentes protéticos.

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.

Agradeço à **ROC**, centro de radiologia pelo auxílio e apoio com as radiografias digitais.

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

EPÍGRAFE

*“A pedra preciosa não pode ser polida sem fricção,
nem o homem aperfeiçoado sem provação.”*

Confúcio

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	11
RESUMO	12
ABSTRACT	14
1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO	16
2. PROPOSIÇÃO	24
3. MATERIAIS E MÉTODOS	25
3.1 - Delineamento experimental.....	25
3.2 - Preparo das amostras.....	26
3.2.1 - Inclusão dos implantes em resina acrílica.....	26
3.2.2 – Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura	28
3.2.3 - Aplicação do torque de aperto e desaperto dos componentes protéticos.	30
3.2.4 – Fundição das coroas metálicas.....	31
3.2.5 – Análise qualitativa com uso de radiografias digitais.....	35
3.2.6 - Ensaio por meio de ciclagem mecânica.....	36
3.2.7 – Análise com Microscópio optico.....	37
4 - ANÁLISE ESTATÍSTICA	39
5 - RESULTADOS	40
6. DISCUSSÃO	46
7. CONCLUSÃO	48
REFERÊNCIAS	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABT - abutment

CM – Cone Morse

CO - controle

HE – Hexágono externo

HE – Hexágono externo

HI – Hexágono Interno

Hz – Hertz

KV – quilowatts

MCP – Modificador de Conexão Protética

MEV – Microscópio eletrônico de varredura

min – Minuto

mm – Milímetro

MPa – Força / área (Mega Paschoal)

MP – mega pixel

ms – Milissegundo

ml - milímetros

nm – Unidade de comprimento (Nanômetro)

n - número

N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)

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

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

P – Probabilidade

°C – Temperatura – graus ceusius

° - graus, unidade de angulação

% - Porcentagem

± - Mais ou menos

α – Nível de confiabilidade

µm – Micrômetro

s – Segundo

X - ampliações

RESUMO

Considerando os aspectos positivos da Conexão Morse e para solucionar problemas de posicionamento profundo de implantes Hexágono Externo (HE), esse estudo propõe analisar qualitativamente e quantitativamente por meio de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), método de Ciclagem Mecânica, aperto e desaperto do parafuso por torquímetro digital, Microscopia Óptica e Radiografias Digitais, o uso de um abutment Modificador de Conexão Protética (MCP) adaptado a implantes Hexágono Externo (HE), transformando sua conexão em tipo Cone Morse (CM). Trinta implantes HE foram incluídos em blocos de resina, sendo divididos em dois grupos: Grupo MCP formado por coroa/abutmentCM/MCP/implante (n=15) e Grupo ABT formado por coroa/abutmentHE/implante (n=15), sendo que 5 amostras de cada grupo formaram o grupo controle que não foi submetido a teste de fadiga. Para a caracterização e análise qualitativa todos os componentes foram submetidos a Microscopia Eletrônica de Varredura e Óptica pré e pós ciclagem mecânica e para o grupo controle pré e pós desaperto do parafuso. Foi avaliado o torque de aperto e desaperto dos parafusos dos 30 conjuntos utilizando um torquímetro Control MK e para o teste de fadiga 10 conjuntos de cada grupo foram submetidos à ciclos mecânicos (1.200.000 ciclos) onde foi aplicada uma força de 50N a uma frequência de 2Hz com inclinação de 30° segundo a norma ISO 14801. Para a análise estatística foi utilizado um nível de significância de $\alpha=0,05$ e realizado testes paramétricos e testes não paramétricos. As imagens de microscopia eletrônica de varredura foram analisadas qualitativamente e para todos os grupos foram observados antes da ciclagem resíduos de usinagem e após a ciclagem pequenas discrepâncias na morfologia dos hexágonos. Após a ciclagem observou-se a não ocorrência de desaperto do parafuso ou deslocamento axial das próteses avaliadas por radiografias digitais. Após a avaliação estatística intra grupo e entre grupos comparando torque inicial e desaperto, avaliação da média da área interna dos hexágonos e avaliação média do comprimento da circunferência ao redor do hexágono foram observadas diferenças estatisticamente significantes apenas para o grupo ABT. O grupo

MCP não apresentou afrouxamento após o ciclismo mecânico apresentando os melhores resultados em relação a adaptação e retenção em comparação com o outro grupo e apresenta características mecânicas adequadas a sua aplicabilidade.

Palavras-chave: implantes dentários, hexágono externo, cone morse, componentes protéticos.

ABSTRACT

Considering the positive aspects of Morse taper (MT) connection and searching for solutions of problems with deep implants of external hexagon implants (EH), the purpose of this study was to analyze qualitatively and quantitatively, through Scanning Electron Microscopy (SEM), Mechanical Cycling, tightening and loosening torque of prosthetic components by a digital torquemeter, Optical Microscopy (OM) and Digital Radiography, the use of an abutment - Prosthetic Connection Modifier (MCP), adapted to EH implants allowing its connection to be converted into a MT type. Thirty EH implants were inserted into polystyrene resin blocks and divided into two groups: MCP group formed by crown/abutmentMT/MCP/implant (n = 15) and Abutment (ABT) Group formed by crown/abutmentEH/implant (n = 15), five specimens from each group composed the control group that was not submitted to fatigue testing. For characterization and qualitative analysis, all components were submitted to Scanning Electronic Microscopy (SEM) and Optical Microscopy (OM) before and after mechanical cycling, and for control group before and after screw loosening. To verify tightening and loosening torque, all thirty specimens were taken to the MK Control torquemeter and for the fatigue test 10 specimens of each group were subjected to mechanical cycling (1,200,000 cycles) subjected to a force of 50 N at a frequency of 2Hz with an inclination of 30 ° according to ISO 14801. For statistics evaluation a significance level of $\alpha = 0.05$ was used and parametric and non-parametric tests were performed. SEM images were analyzed qualitatively and for all groups before cycling were observed machining residues and after cycling were found slight morphology discrepancies in the hexagons. After cycling, there was no occurrence of loosening or axial displacement of prosthesis evaluated by digital radiographs. After statistical evaluation among groups and intra-group, comparing the initial and loosening torque, evaluation of the mean of internal area of the hexagon and evaluation of the internal length of the circumference, statistically significant differences were observed only for the ABT Group. The MCP group did not present loosening after mechanical cycling, which means that MCP showed better results in adaptation and retention when

compared to the other group and MCP presents satisfactory mechanical characteristics to its applicability.

Key words: dental implants, external hexagon, morse taper, prosthetic components.

1. INTRODUÇÃO E REFERENCIAL TEÓRICO

Preconiza-se que o posicionamento da base de assentamento protético do implante tipo hexágono externo (HE) seja a nível da crista óssea. No entanto, em situações como patologias, anatomia ou mesmo erros técnicos de instalação do implante, estas podem ficar abaixo do nível preconizado. Consequentemente esse posicionamento pode ocasionar restrições protéticas, comprometimento estético e resposta negativa aos tecidos periimplantares.

Diante do fato do implante HE ainda ser mundialmente o mais utilizado, a relação de posição da base de assentamento protético com a perda do nível do rebordo alveolar e suas implicações, ainda é um aspecto muito discutido (Adell et al 1990). Nota-se de um modo geral que os implantes instalados supra – ósseo apresentam uma perda na altura da crista óssea variando entre 0.6-1.1mm (Bragger et al 1998), enquanto que nos infra-ósseos as perdas foram maiores, 1.0-2.0mm (Bischof et al 2006).

Para atender as expectativas estéticas, recomenda-se que a base de assentamento protético esteja localizada entre 1-2mm abaixo da margem gengival, condição que, em alguns casos implica em uma posição infra-óssea, e do ponto de vista biológico pode promover uma remodelação óssea desfavorável. Atualmente acredita-se que esse fato ocorre devido a inexistência de um espaço biológico adequado para os tecidos de revestimento, associado a um microgap subgengival entre o pilar protético e o implante. Assim, cria-se um maior nível de reabsorção tornando possível o acúmulo do biofilme nessas áreas. (Hermann et al 2000).

As alterações na morfologia do rebordo alveolar decorrentes a patologias dentais e periodontais, ou ausência dental, estabelecem modificações negativas e evolutivas, embora sua progressão não seja linear com o tempo. A magnitude dessas modificações, principalmente quando ocorrem no plano horizontal do rebordo, estabelecem variações no alinhamento das bases de assentamento quando instalados mais de um implante ou quando são instalados próximo a dentes remanescentes caracterizando uma localização infra-óssea de uma ou mais bases de assentamento protético. (Oh TJ, 2002).

O controle do biofilme é fator determinante para a prevenção da mucosite e periimplantite. De modo contrário, a morfologia da prótese implantorretida, posição, alinhamento, distribuição e níveis variados entre o alinhamento horizontal das bases de assentamento de vários implantes ou entre implantedente, podem implicar em restrições para o controle do biofilme, e consequentemente tornando um fator de risco ao desenvolvimento dessas patologias. Por sua vez, essas condições associadas a ocorrência de saucerização implicarão em possíveis danos aos tecidos periimplantares (Chaves et al 2014).

Considerando que os implantes imediatos estabeleceram uma nova proposta para as reabilitações que utilizam implantes osseointegráveis. A instalação de um implante imediatamente após a exodontia permite em muitos casos além do ganho de tempo, também a preservação da arquitetura dos tecidos de revestimento e suporte, bem como a manutenção de uma adequada relação entre estes (Rosenquist et al 1996). Embora esse tipo de tratamento seja atualmente muito indicado, é diretamente dependente da morfologia óssea do alvéolo dental receptor do implante. A presença de alterações inadequada na morfologia do alvéolo mas que possibilite a instalação haverá a necessidade do uso de técnicas regenerativas simultânea a instalação do implante. Todavia, em muitos casos, a instalação do implante no interior do alvéolo pode implicar em um posicionamento infra-ósseo da base de assentamento protético. E assim devido a ocorrência de microgap e saucerização, será possível ocorrer alterações desfavoráveis no rebordo alveolar ou tornam-se um fator de risco aos envoltórios estéticos e funcionais (Lee et al 2014).

O microgap refere-se a um micro espaço entre a conexão implante-pilar, presente em todos os implantes HE. Suas dimensões são imprevisíveis e variáveis. Devido a sua posição em relação ao osso alveolar, está associado com a remodelação da crista óssea peri-implantar e a saúde longitudinal dos tecidos peri-implantares. Sua ocorrência pode estar associada a algumas questões mecânicas, biológicas e microbiológicas (Scarano et al 2005).

Nos implantes HE o microgap entre a base de assentamento e o pilar pode ser considerado como um fator crítico para migração bacteriana, ou seja,

a presença de espaços vazios viabiliza a instalação bacteriana no seu interior devido a diferença nessa conexão (Jansen et al 1997), que por sua vez pode produzir um reservatório bacteriano que pode interferir com a saúde longitudinal dos tecidos peri-implante com consequente reabsorção da crista óssea (Piattelli et al 2001). Embora esses aspectos sejam claros, há que se considerar os aspectos biomecânicos relacionados a alteração da morfologia do rebordo alveolar, os quais podem ser considerados como potencializados da alteração óssea em presença de envoltórios periimplantares (Jovanovic et al 1993).

Quanto as questões mecânicas, os micromovimentos entre pilar e implante pode implicar em possível afrouxamento da prótese parafusada ou possível fratura do parafuso de fixação (Yokoyama et al 2002). Sobre a questão biológica, observa-se um processo adaptativo de remodelação dos tecidos de revestimento e suporte para estabelecer dimensões fisiológicas, designado saucerização. As questões microbiológicas estão diretamente relacionadas com a percolação dos fluidos e assim diretamente envolvidas com uma colonização bacteriana dessa área com consequente comprometimento periimplantar (Esposito et al 2000).

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.*, 2012), 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.

Estudos relatam que a inflamação periimplantar decorre da presença do biofilme sobre o implante ou seus componentes a curto, médio e longo prazo. Possui um caráter progressivo e é considerada como causa da perda posterior do implante (Daiane et al, 2014). Vários aspectos são empregados para diagnosticar as doenças periimplantares, sendo as mais comuns: aspectos radiográficos relativos a perda óssea, sangramento a sondagem, profundidade de sondagem e perda clínica de inserção (Koldsland et al 2010).

Embora os aspectos clínicos das periimplantites sejam caracterizados por sinais inflamatórios, verifica-se que o infiltrado inflamatório no tecido conjuntivo é mais evidente próximo a crista óssea periimplantar. Este associado a ausência de inserção das fibras colágenas nessa região, aumentam a susceptibilidade para perda óssea ao redor do implante (Zitzmann et al 2004).

Devido aos problemas mecânicos, muitos sistemas foram desenvolvidos com o intuito de aperfeiçoar a união implante-pilar e para atender as necessidades de reabilitação protética, de modo que não exista diferença no comportamento mecânico do CM em pilares de uma ou duas peças (Cehreli et al., 2004; Yamanishi et al., 2012). 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 por meio do paralelismo dessas duas estruturas.

Stephen A. Morse idealizou em 1864 um sistema de fixação cônica denominada de “Cone Morse”, que apresentava como característica principal a capacidade de proteger o parafuso de retenção de forças oclusais excessivas e reduzindo também a questão de microinfiltração (Stevão et al 2005). Esse sistema de fixação foi então introduzido na Implantodontia, sendo que a força de união entre os componentes é proporcional a força de inserção. Fato que proporciona uma junta de grande poder de retenção. Contrapondo aos implantes que utilizam a conexão por meio de uma junta em topo mediada por um hexágono externo, os quais apresentam problemas biomecânicos tais como fratura ou afrouxamento de parafusos de fixação protética.

A angulação das paredes da conexão para que exista o efeito Morse deverá ser de 6° a 16°. Condição que proporciona um contato íntimo entre o implante e o pilar protético, viabiliza a estabilidade mecânica evitando seu afrouxamento e se mantendo de forma eficiente mesmo quando cessa a força

aplicada por inserção (Bozkaya et al 2003). Por estas características os implantes de conexão Cone Morse apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas, dentre elas: redução das tensões ao redor da cortical óssea diminuindo a possibilidade de sobrecarga óssea, melhor adaptação entre o componente protético e implante eliminando a micro-gap entre os dois componentes e conseqüentemente reduzindo os níveis de reabsorção óssea periimplantar; minimiza os micro-movimentos reduzindo a incidência de afrouxamento e fratura de parafusos de conexão; possibilita uma melhor fixação anti-rotacional; proporciona uma maior resistência do conjunto implante/pilar protético pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta em mecânica de corpo único (Mangano et al 2010).

Estudos atuais indicam grande vantagem mecânica na estabilidade de conexões do tipo cone Morse comparado a conexões de hexágono externo (Fernandes et al., 2011). Na conexão cone Morse, o pilar protético é unido ao implante pelo parafuso e por atrito, com travamento mecânico (travamento 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, Hunnenbart & Belser, 2000). A conexão implante-pilar influencia na maneira como ocorre à 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 (Raoofti et al., 2013).

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 cone Morse. Um contato mais íntimo entre as superfícies dos dois corpos ocorrerá justapondo-os, até que não haja mais deslocamento. Portanto, essa maior união entre os componentes favorece uma atuação conjunta, melhorando a distribuição das forças mastigatórias que incidem sobre este sistema (Pereira et

al., 2012). Os movimentos entre o implante e componente protético poderiam levar a formação de uma micro-gap 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 periimplantares (Thomé et al.,2011).

Na avaliação a adaptação de componentes de implantes utilizando a posição final dos parafusos sob torque constante aplicado a diferentes torquímetros, foram analisados os parafusos de pilar de titânio e os parafusos de prótese de ouro. Os parafusos de titânio obtiveram limite rotacional que foram reproduzíveis dentro dos níveis de $0,6^\circ (\pm 0,2^\circ)$. Para os parafusos de ouro foi encontrado que pelo menos duas tentativas tinham que ser feitas para que o limite rotacional obtivesse a posição reproduzível dentro dos níveis de $1,85^\circ (\pm 0,2^\circ)$. O teste confirmou que o torquímetro eletrônico é mais confiável e consistente do que a catraca manual, e esta mais previsível que as chaves manuais (Wicks et al., 1994).

Alguns parâmetros nos testes de fadiga utilizados na odontologia foram definidos. 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, a 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 possam 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 (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, essa 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 multi-direcionais, sendo que ensaios uniaxiais

reproduzirão só 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 (Wiscott et al., 1995) .

Em outro estudo mediram e compararam por meio de imagens de MEV a interface pilar/implante de um sistema CM, antes e após o carregamento cíclico (Gehrke & Pereira, 2014). 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 roscas do parafuso do pilar após a ciclagem mecânica, principalmente no flanco próximo a crista da rosca (Tsuge & Hagiwara 2009, Murmura et al., 2013).

Por meio de MEV as características micromorfológicas de três conexões implante-pilar comercialmente disponíveis foram analisadas, 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) por meio 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 (Matheos *et al.*, 2016).

Em um estudo de comparação entre três metodologias de medidas microscópicas utilizadas em ciência e pesquisa para determinar o equipamento correto para realizar avaliações analisando Microcopia Eletrônica de Varredura, Microcomputamento Tomográfico e Microcópico Óptico considerou que a escolha do método correto divergirá de acordo com os objetivos do estudo e ao material a ser avaliado e considerar a destreza do operador com o equipamento e concluiu que medidas lineares entre 595 e 605 μm poderiam ser executadas por qualquer uma das tecnologias descritas (Karam et al., 2017).

Considerando os aspectos positivos do sistema Cone Morse, as necessidades regenerativas devido aos comprometimentos periimplantares e/ou para solucionar problemas estéticos dos implantes HE osseointegrados e instalados profundamente. Este estudo tem como hipótese a modificação da conexão protética tipo HE em conexão tipo CM a fim de solucionar os problemas estéticos e funcionais tendo como hipótese nula que não haveria diferenças significativas na estabilidade mecânica entre abutment tradicional e o modificado avaliado no presente estudo.

2. PROPOSIÇÃO

Analisar qualitativamente e quantitativamente através do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV), método de Ciclagem Mecânica, aperto e desaperto do parafuso através de Torquímetro Digital, Microscopia Óptica e Radiografias Digitais, o uso de um Modificador de Conexão Protética (MCP) adaptado a implantes Hexágono Externo (HE), transformando sua conexão em tipo Cone Morse (CM) a fim de resolver problemas de posicionamento dos implantes HE.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3.1. Delineamento experimental

Parte - 1

Fator de Estudo: MCP – Modificador de Conexão Protética

Unidade experimental: Implante/MCP/abutment CM/coroa metálica
Implante/abutment reto/coroa metálica

Tamanho da Amostra: 2 grupos (n= 15)

Variáveis respostas: Desaperto do Parafuso
Níveis de Deformação e Desgaste

Método de Análise: Ciclagem Mecânica

Torquímetro

Microscópio Eletrônica de Varredura

Microscópio Óptico

Radiografia Digital

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

Quadro 1. Sequência dos testes experimentais realizados.

- Análise qualitativa inicial dos componentes protéticos por MEV;
- Análise do MCP e do Abutment reto em Microscópio Óptico;
- Torque de aperto com torquímetro;
- Confecção das coroas metálicas e cimentação;
- Análise qualitativa em radiografia digital;
- Ensaio por ciclagem mecânica;
- Análise final em radiografia digital;
- Torque de desaperto;
- Análise qualitativa final dos componentes protéticos por MEV;
- Análise final do MCP e do Abutment reto em Microscópio Óptico;

3.2. Preparo das amostras

3.2.1. Inclusão dos implantes em resina acrílica

Para esta pesquisa foram utilizados 30 implantes com conexão do tipo Hexágono Externo (HE), Strong – SW – SCW3713 (4.1 x 13 mm) SIN (SIN[®], São Paulo, SP, Brasil) que foram incluídos em blocos de resina de poliestireno (Aerojet[®], Santo Amaro, SP, Brasil). Esta resina utilizada possui módulo de elasticidade de $13,5 \times 10^3$ Mpa (Soares et al., 2008), semelhante ao osso cortical que tem o módulo de elasticidade de $14,4 \times 10^3$ MPa (O'Mahony et al., 2001).

Durante a inclusão foi utilizado um dispositivo metálico de inclusão pré fabricado de própria autoria, onde os implantes foram posicionados verticalmente no centro do dispositivo, mantendo uma posição central, sem inclinações. Com o objetivo de simular o nível ósseo os implantes foram incluídos a 2 mm “infra – ósseo” (a fim de simular a perda óssea e implantes profundos). Para tanto foi utilizado um anel de borracha, adaptado na lateral da base de assentamento do implante e o conjunto fixado no interior do dispositivo por meio de um cicatrizador, figura 2.

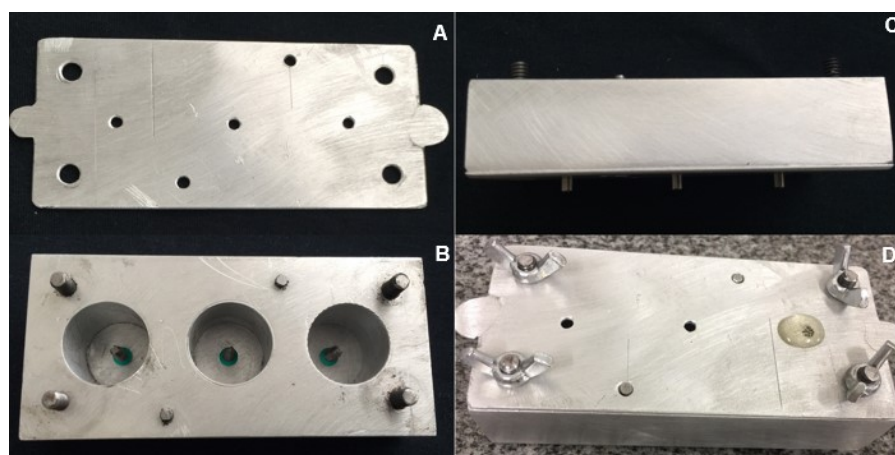


Figura 1. Dispositivo Metálico de Inclusão de Amostras. **A)** Tampa do dispositivo; **B)** Implantes posicionados no dispositivo com a borracha ortodôntica em posição; **C)** Lateral do dispositivo, cicatrizadores no exterior do dispositivo passando por um orifício inferior fixando os implantes; **D)** Excesso de resina saindo pelo orifício superior durante inclusão.

Após a presa da resina os implantes foram divididos em dois grupos: Grupo MCP formado por Implante/MCP/abutment CM/coróa metálica (n=15) e

Grupo ABT formado por Implante/abutment reto/coroa metálica (n=15), sendo 5 espécimes de cada grupo formaram o grupo controle (Grupo MCP CO e Grupo ABT CO) que não foram submetidos a teste de fadiga, descritos na tabela 1.

Tabela 1 Descrição dos grupos

Grupos			
MCP	(n=10)	Implante/MCP/abutment CM/ coroa	Ciclagem mecânica
MCP CO	(n=5)	Implante/MCP/abutment CM/ coroa	Torque de aperto e torque de desaperto
ABT	(n=10)	Implante/abutment HE/coroa	Ciclagem mecânica
ABT CO	(n=5)	Implante/MCP/abutment CM/ coroa	torque de aperto e torque de desaperto

Os pilares, Abutment Cimentado Reto AI 4152 SIN (SIN®, São Paulo, SP, Brasil) eram de altura superior ao pilar do MCP. Considerando as recomendações de ancoragem de corpo de prova da norma ISO 14801 de ensaios mecânicos em que os pilares devem ser escolhidos para definirem uma distância de 11,0 mm +- 0,5 mm do centro de carregamento da amostra levando em consideração 2mm de metal da coroa metálica, foram cortados 3mm de cada componente usando uma cortadeira de precisão (Isomet 1000, São Paulo, SP, Brasil), deixando os mesmos com altura padronizada ao conjunto MCP, figura 1.

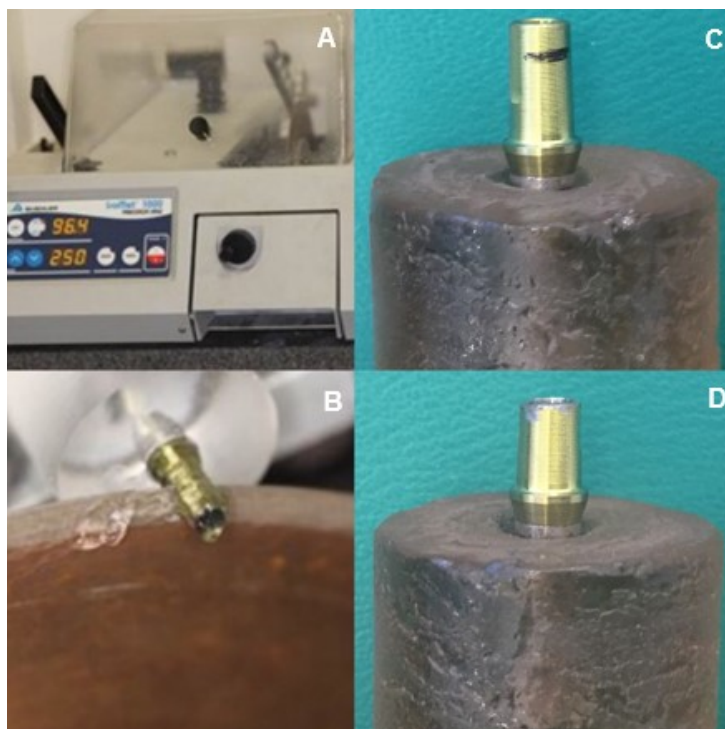


Figura 2.Corte do Abutment Reto. **A)** Cortadeira padronizada Isomet 1000; **B)** Corte inicial; **C)** Marcação para o corte; **D)** Pilar cortado.

3.2.2. Análise por Microscopia Eletrônica de Varredura

Para o grupo MCP, 15 protótipos do modelo proposto de um modificador de conexão protética – MCP (n = 10), figura 3, confeccionados pela empresa SIN – Sistema de Implantes com patente aprovada (Naves et al, 2017) e pilares Cone Morse corpo único para adaptação sobre MCP (altura 1,5 mm). Para o grupo 2 foram utilizados 15 abutment cimentado reto AI 4152 SIN (SIN®, São Paulo, SP, Brasil).

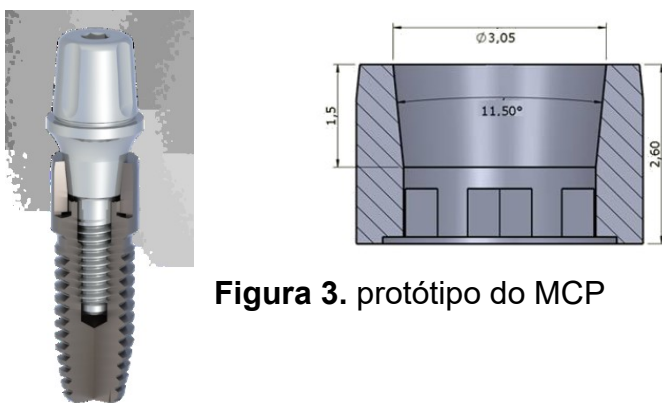


Figura 3. protótipo do MCP

Os componentes protéticos dos dois grupos 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 componentes protéticos foram levados para o MEV antes e após a ciclagem. Tanto o MCP quanto o Abutment reto e o Abutment CM receberam marcações com uma broca diamantada para padronização das imagens sendo obtidas seguindo a marcação e depois girando os mesmos para a próxima marcação a direita para nova imagem.

As imagens foram realizadas com MEV (Vega 3 LMU, Tescan, Brno, República Tcheca), figura 4, com aceleração do feixe de 5,0 kV, detector de elétrons secundário e amplificação de 15X, 40X, 100X, 300X. As imagens foram observadas antes e depois da simulação de carregamento cíclico para fins comparativos utilizando a marcação pré estabelecida buscando a mesma posição.



Figura 4. Microscópio eletrônico de varredura (Vega 3 LMU, Tescan, Brno, República Tcheca).

3.2.3. Aplicação do torque de aperto e desaperto dos componentes protéticos

Depois de montar os componentes protéticos sobre os implantes, as amostras foram levadas para um equipamento especialmente concebido para a aplicação e medição de pequenos torques e forças recomendado pelo fabricante um torque de 32 Ncm de torque de aperto para os dois grupos.

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, n° 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, n° 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 por meio 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 5 mostra um esquema que representa os procedimentos de aquisição dos torques de aperto e desaperto.

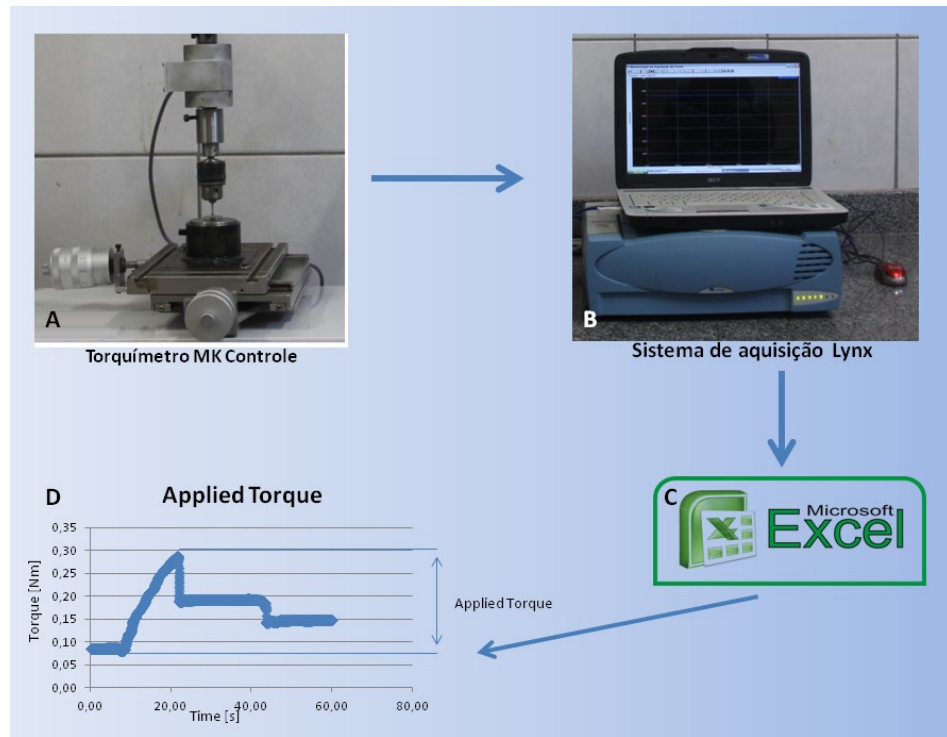


Figura 5. Esquema mostrando a aplicação até aquisição do torque. **A)** Torquímetro MK Controle aplicando torque na amostra; **B)** Sistema de aquisição analógico-digital (Lynx) acoplado ao torquímetro; **C)** Programa utilizado para transformação dos torques de Nm para Ncm; **D)** Gráfico de dispersão mostrando a curva de torque.

3.2.4. Fundição das coroas metálicas

Foram confeccionados 30 coroas em cera para fresagem (Vipi Block Wax, VIPI®, São Paulo) em formato de pré-molar, com 2mm de altura, fresadas no CAD/CAM (Ceramill® Motion 2, M2i, Amangirrbach, 2016) da escola de pós graduação HD Ensinos Odontológicos e obtidas a partir de um scanneamento de um protótipo em cera rosa confeccionado manualmente, figura 6.

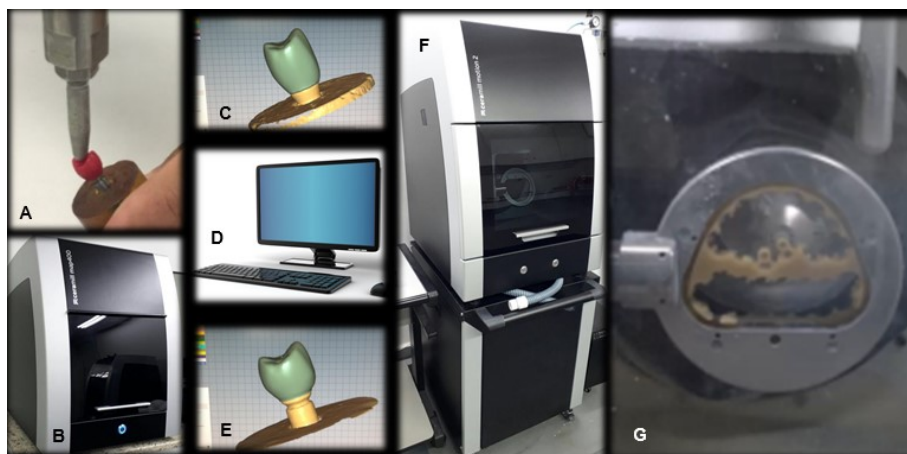


Figura 6. Scanneamento com CAD CAM. **A)** Protótipo em Cera **B)** Scanner **C)** Coroa scaneada a partir do protótipo e modificada para o Abutment Reto **D)** Computador **E)** Coroa Scaneada a partir do protótipo **F)** Fresadora **G)** Cera para fresagem Vipiblock WAX.

Essas coroas em cera foram levadas a Escola Técnica de Saúde da Universidade Federal de Uberlândia (ESTES – UFU) executando as seguintes etapas a seguir, figura 7.

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, quatro 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 uma 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 níquel-cromo (Verabond II®, Adams Dent Inc., Califórnia, EUA) 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, procedimento realizado no Laboratório de Prótese Dentária do Hospital Odontológico da Universidade Federal de Uberlândia. Nenhum outro tipo de acabamento foi realizado nas coroas (Figura 7).

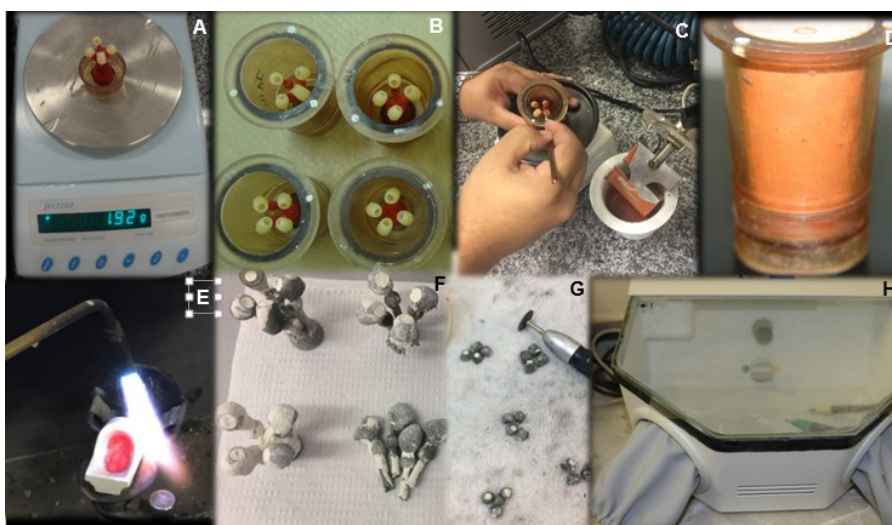


Figura 7. Inclusão e desinclusão das coroas. **A)** Copings posicionados pelos sprues no anel de inclusão para para serem fundidos; **B)** Posicionamento equidistante do conjunto sprue/coping; **C)** Inclusão do conjunto com material refratário; **D)** Inclusão finalizada; **E)** Centrifuga para fundição através da técnica da cera perdida; **F)** Conjunto desincluído após resfriamento da fundição; **G)** Coroas Cortadas; **H)** Máquina de Jateamento.

As coroas foram cimentadas usando cimento resinoso autoadesivo (RelyX U-200, 3M ESPE) utilizando as recomendações do fabricante para cimentação com uso de fotoativação de 20 segundos na interface coroa/componente protético utilizando aparelho de luz LED (Valo, Ultradent:Brasil) e 6 minutos de ativação química, figura 8.

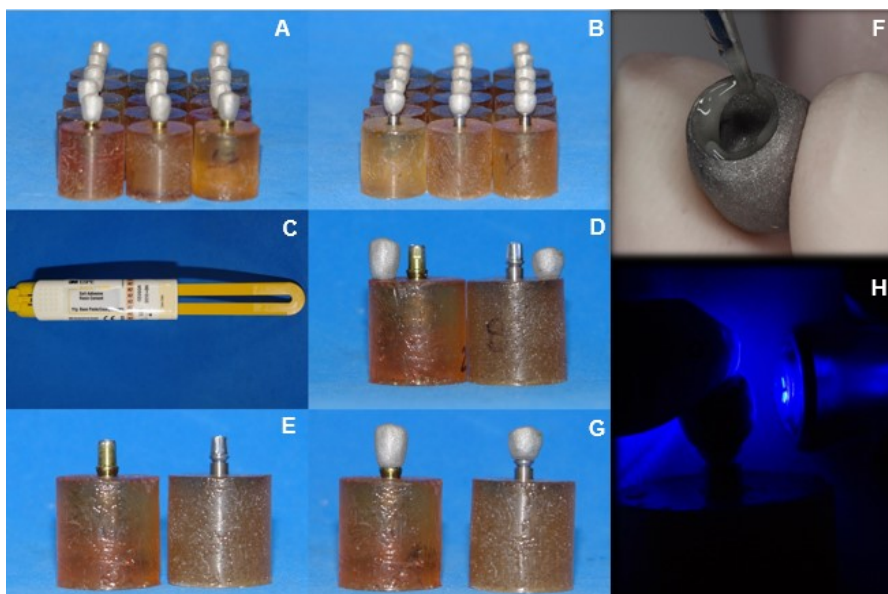


Figura 8. Cimentação das coroas metálicas. **A)** Coroas Grupo 2 posicionadas; **B)** Coroas Grupo 1 posicionadas; **C)** Cimento Relyx U-200 3M; **D)** Verificação do tamanho das amostras em relação as coroas; **E)** Verificação do tamanho das amostras; **F)** Colocação do cimento; **G)** Coroas Cimentadas; **H)** Fotopolimerização da interface.

3.2.5. Análise qualitativa com uso de radiografias digitais

Para análise da adaptação e cimentação dos diferentes conjuntos implante/MCP/pilar/coróa e abutment/coróa/implante, foram obtidas imagens radiográficas digitais por meio de um aparelho de radiologia digital (TIME-X66, Gnatus, Ribeirão Preto, Brasil, 2007) na ROC clínica radiológica, com uso de filme de fósforo utilizando dispositivo pré fabricado de própria autoria para padronização das imagens, figura 9.

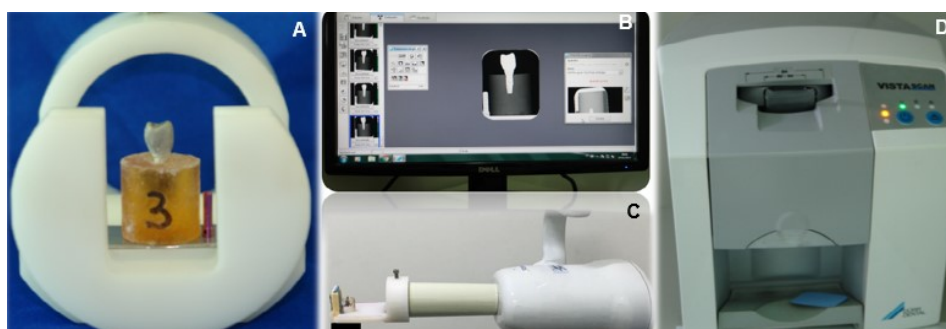


Figura 9. Radiografias Digitais. **A)** Dispositivo pré fabricado de padronização para radiografar as amostras; **B)** Software de radiografia digital; **C)** Dispositivo

adaptado ao aparelho de raio – x; **D)** Aparelho digital de obtenção das imagens a partir do filme de fósforo.

3.2.6. Ensaio por meio de ciclagem mecânica

Após a aplicação dos torques de aperto finais e aquisição das imagens microscópicas 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 10). 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 10. 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.

3.2.7. Análise com microscópio óptico

Análise com microscópio óptico é um método de avaliação bidimensional que usa uma série de lentes de vidro para criar uma ampliação limitada, que permite qualificar e mensurar superfície (Karam et al, 2017), figura 11.

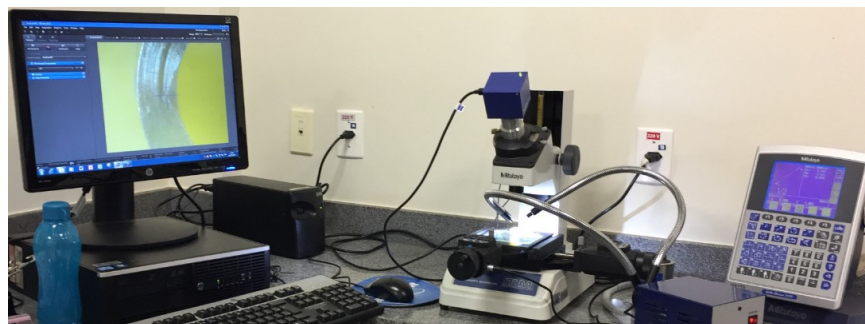


Figura 11. Microscópio Óptico Mitutoyo QM Data – 200

Todas as 30 peças (Abutment HE e MCP) foram mensuradas utilizando o microscópio óptico (Mitutoyo QM Data -200, Tóquio, Japão) para mensuração. Este é um microscópio monocular com dois micrômetros digitais e 0,001 de resolução. O equipamento possui lentes objetivas com ampliação 2x e lentes oculares com 20x de ampliação resultando em um aumento de 40x. A

resolução de pixels obtida é de 5MP (mega pixel). O microscópio tem um suporte sobre todas as amostras que permitem a amostra posicionada para mover os eixos X e Y, durante a mensuração.

Foram mensurados os lados do hexágono formado em um dos lados do MCP e lados do hexágono formado em um lado do abutment. Foi calculado a média da área interna desses hexágonos antes e após a ciclagem e feita a análise estatística para determinar alterações. O comprimento da circunferência próxima ao hexágono das peças, também foram mensuradas antes e após a ciclagem. Foi utilizado marcações nas peças para que todas as mensurações antes e depois dos testes mecânicos fossem equivalentes. Para essas marcações foi utilizado broca diamantada, feito ranhuras na peça marcando o início de cada mensuração sendo no mesmo ponto A, conforme figura 12.

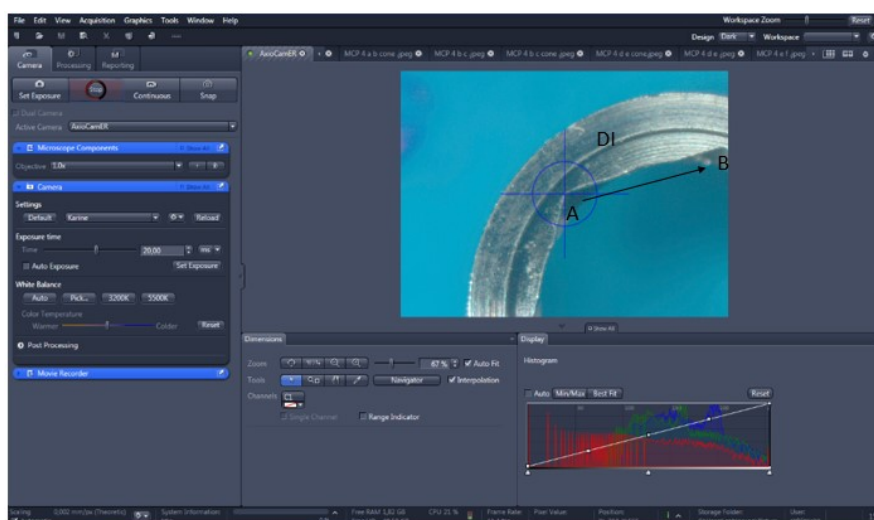


Figura 12. Imagem ilustrativa do MCP sendo mensurado onde **DI** seria **CCI** (Comprimento da Circunferência Interna) e o vértice **A** iniciou a medição sempre no sentido horário até o vértice **B** do hexágono.

4. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise estatística dos dados foi utilizado Sigmaplot 12.0 (Systat Software Inc, San Jose, CA 95110, EUA). Os dados foram avaliados para a homogeneidade e variedade (Shapiro-Wilk, $p > 0,05$) e teste de igualdade de variância (Levene test, $p > 0,05$) foram aplicados em todos os grupos e controle. Foram realizados testes paramétricos entre grupos, teste t e intra grupos, teste t pareado para avaliar aperto e desaperto do parafuso pré e pós ciclagem e controle. Apenas para o grupo controle foi utilizado o teste não paramétrico de Wilcoxon para análise entre grupo Abutment Controle. Para avaliação da média da área interna do hexágono entre os grupos foi utilizado teste t pareado. Para a avaliação do comprimento da circunferência interna pré e pós ciclagem mecânica entre grupo foi utilizado teste t pareado. Como não houve variável, então foi utilizado testes não paramétricos Wicoxon entre os grupos e U-Mann-Wilk intra grupos.

5. RESULTADOS

Os valores médios e o desvio padrão dos binários de aperto e afrouxamento (Ncm) para todos os grupos foram descritos na tabela 2.

Tabela 2 Valores Médios de desaperto

	MCP	MCP CO	ABT	ABT CO
Torque de Aperto (Ncm)	32,5 A	32,3 A	32,6 A	32,3 A
Desaperto (Ncm)	30,5 A	28,7 A	25,4 B	25,6 B
Perda de torque %	5,9%	5,2%	21,8%	20,4%
Desvio Padrão	0,9	1,7	3,5	3,3

***Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical.**

Na avaliação de torque de aperto e desaperto do parafuso do componente protético o teste t pareado revelou diferença estatisticamente significativa intra grupo Abutment ($P < 0,001$) enquanto que para o grupo MCP ($P = 0,253$) não houve diferenças estatisticamente significantes. Entre os grupos foi realizado o teste t, MCP x ABT antes da ciclagem ($P = 0,417$) e MCP x ABT depois da ciclagem ($P = 0,082$) não houve diferenças estatisticamente significantes. Na avaliação do grupo controle para o MCP CO ($P = 0,038$) foi realizado teste t pareado sem diferenças estatisticamente significantes e para ABT CO ($P = 0,063$) foi utilizado teste não paramétrico Wilcoxon com diferenças estatísticas. Assim, perdeu –se menos torque de desaperto no grupo ABT controle sem ciclagem, quando comparado com o grupo ABT pós ciclagem que perdeu muito em relação ao grupo MCP.

Para avaliação da média da área interna do hexágono (Tabela 3) dos binários MCP ($P = 0,100$) e ABT ($P = 0,115$) foi realizado teste t pareado sem diferenças estatisticamente significantes para ambos os grupos.

Tabela 3 Valores Médios da área interna do hexágono

	MCP	MCP CO	ABT	ABT CO
Média Área Hexágono mm ² inicial	6,5 A	6,5 A	6,48 A	6,38 A
Média Área Hexágono mm ² final	6,6 A	6,5 A	6,65 A	6,5 A
Desvio Padrão	0,035	0,024	0,087	0,059

***Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical.**

Para a avaliação do diâmetro interno (Tabela 4) foi utilizado testes não paramétricos Wilcoxon intra grupo MCP (P=0,492), ABT (P=0,002) sem diferenças estatisticamente significantes. Entre os grupos MCP x ABT (P=0,003) com diferenças estatisticamente significantes foi utilizado o teste U-Mann Whitney.

Tabela 4 Valores Médios do comprimento da circunferência interna

	MCPA	MCP CO	ABT	ABT CO
Média diâmetro interno mm ² inicial	3,0892 A	3,0844 A	2,301 A	2,1916 A
Média diâmetro interno mm ² final	3,067 A	3,0744 A	3,2947 B	3,3088 B
Desvio Padrão	0,0111	0,005	0,49685	0,5586

***Letras maiúsculas mostram diferença estatística na vertical**

Na avaliação dos dados da média e desvio padrão do comprimento interno da circunferência ao redor do hexágono das peças é possível verificar expansão nesse diâmetro apenas para o grupo ABT tanto para as amostras que passaram por ciclagem quanto para as do controle.

A análise das radiografias digitais antes e após a ciclagem mecânica, revelou adaptação das coroas e não apresentaram nenhuma imagem sugestiva de fratura ou alteração em nenhuma amostra de todos os grupos, figura 13 e 14.

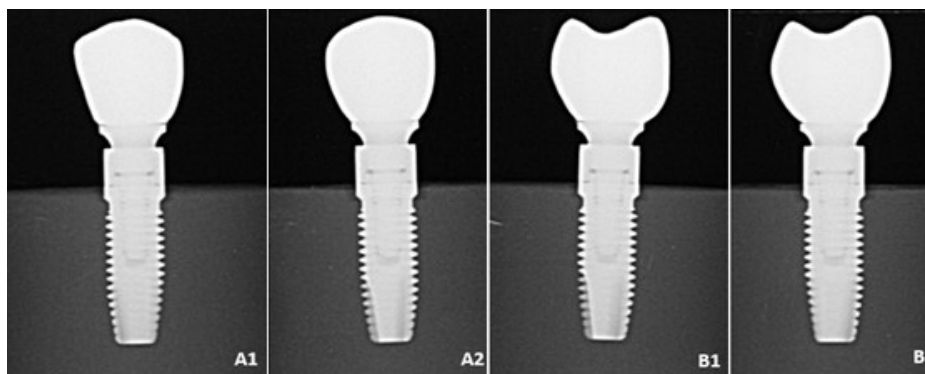


Figura 13. Imagem ilustrativa da radiografia digital **A1)** vestibular MCP antes da ciclagem **A2)** vestibular MCP pós ciclagem **B1)** distal MCP antes da ciclagem **B2)** distal MCP pós ciclagem.

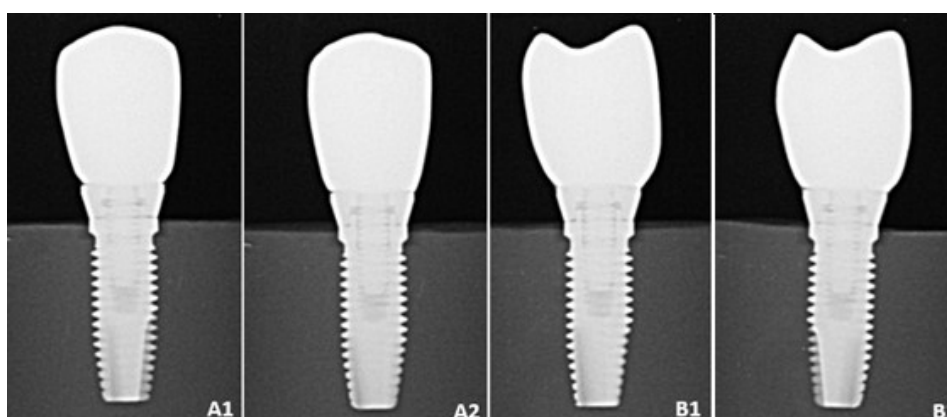


Figura 14. Imagem ilustrativa da radiografia digital **A1)** vestibular Abutment antes da ciclagem **A2)** vestibular Abutment pós ciclagem **B1)** distal Abutment antes da ciclagem **B2)** distal Abutment pós ciclagem.

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) não revelou variação na morfologia das roscas dos parafusos dos espécimes, todas as imagens apresentaram superfícies homogêneas com resíduos de usinagem na superfície tanto antes quanto após ciclagem. Na avaliação da morfologia dos hexágonos, tanto no MCP quanto no grupo ABT revelou pequenas discrepâncias.

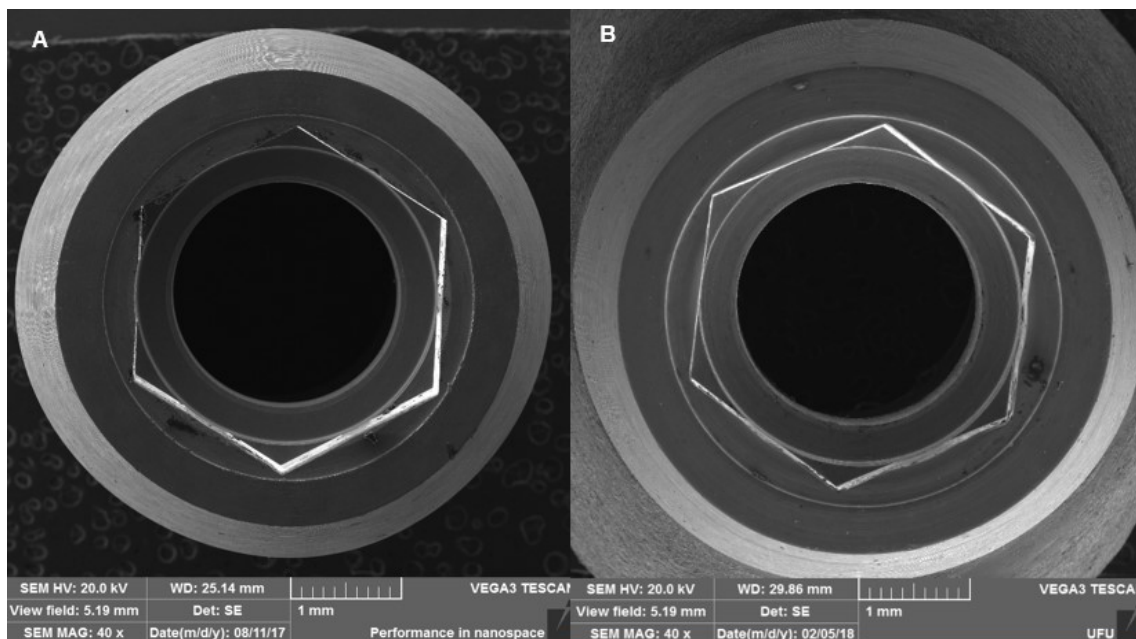


Figura 15. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** superfície do hexágono do ABT antes da ciclagem; **B)** superfície do hexágono do ABT após a ciclagem.

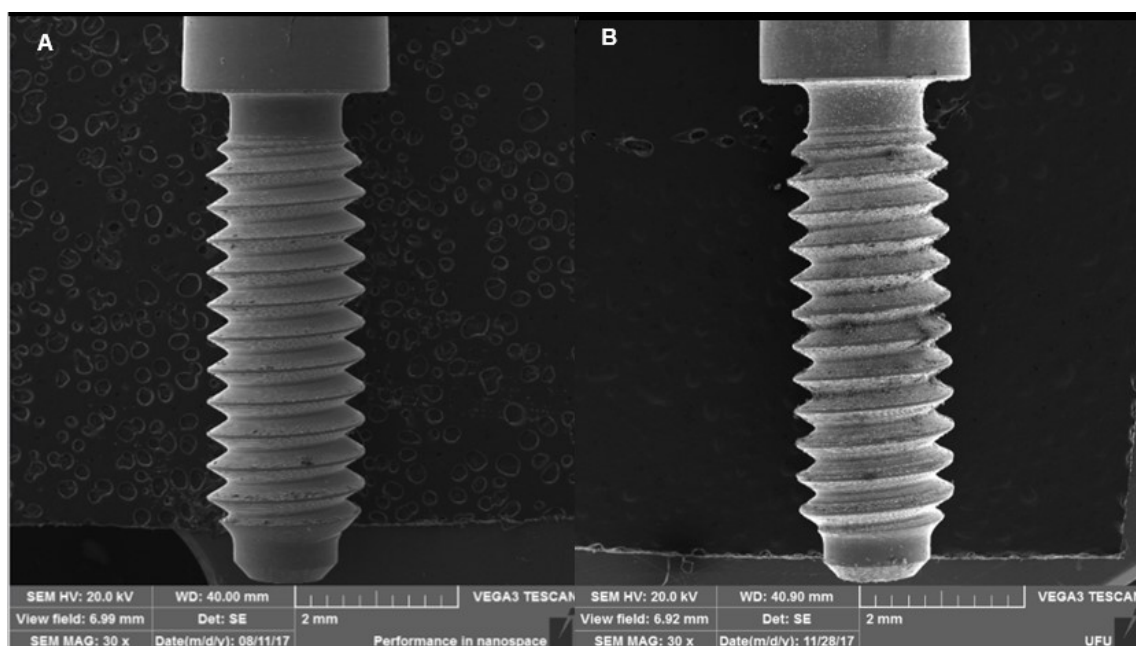


Figura 16. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** morfologia das roscas do parafuso do ABT antes da ciclagem; **B)** morfologia das roscas do parafuso do ABT após a ciclagem.

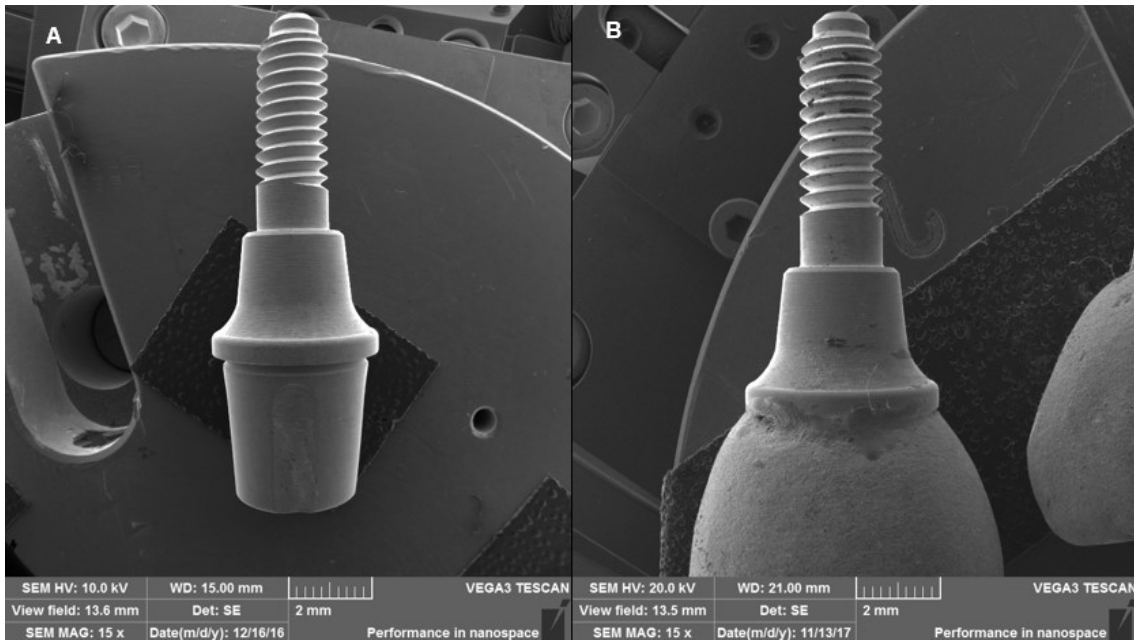


Figura 17. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** morfologia das roscas do parafuso do MCP antes da ciclagem com friso; **B)** morfologia das roscas do parafuso do MCP após a ciclagem.

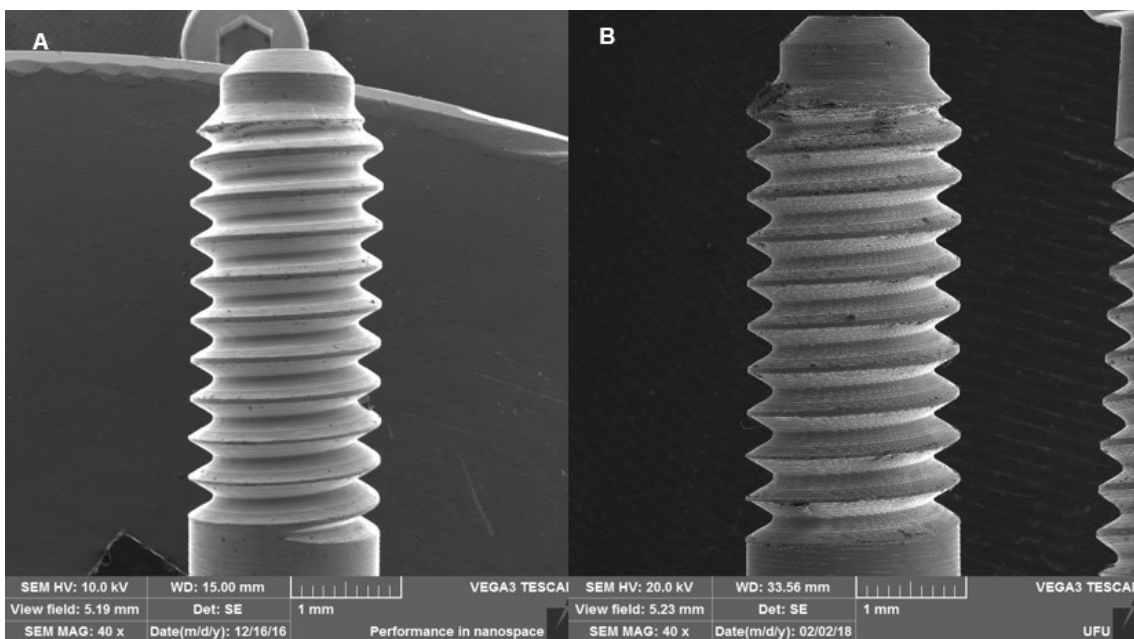


Figura 18. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** morfologia das roscas do parafuso do MCP antes da ciclagem em maior aumento (40X); **B)** morfologia das roscas do parafuso do MCP após a ciclagem em maior aumento (40X).

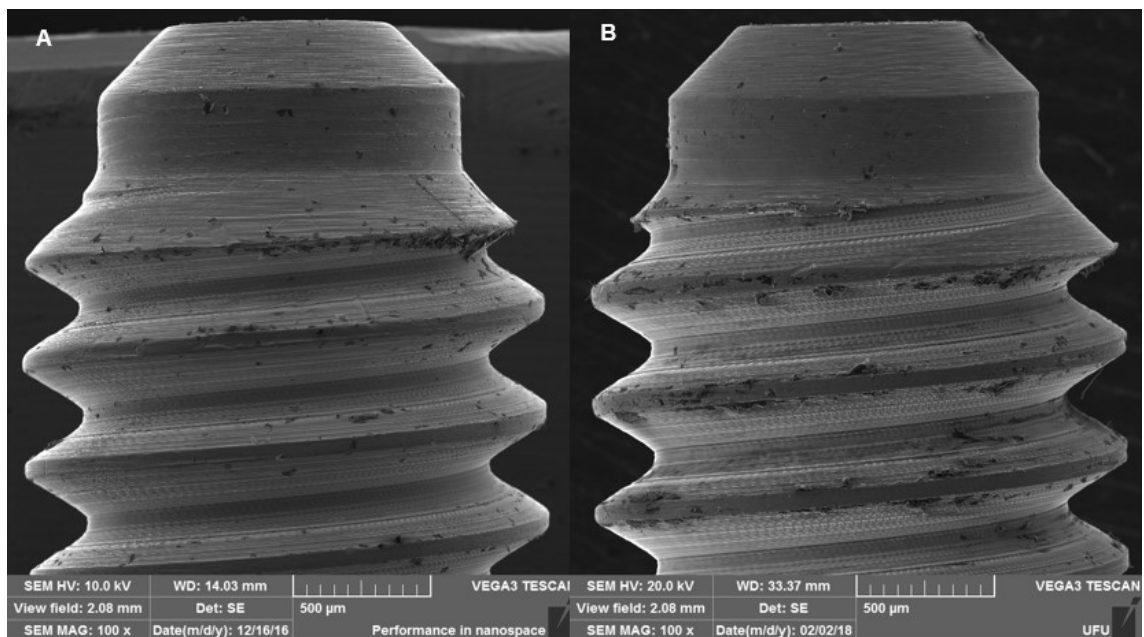


Figura 19. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** morfologia das roscas do parafuso do MCP antes da ciclagem em maior aumento (100X); **B)** morfologia das roscas do parafuso do MCP após a ciclagem em maior aumento (100X).

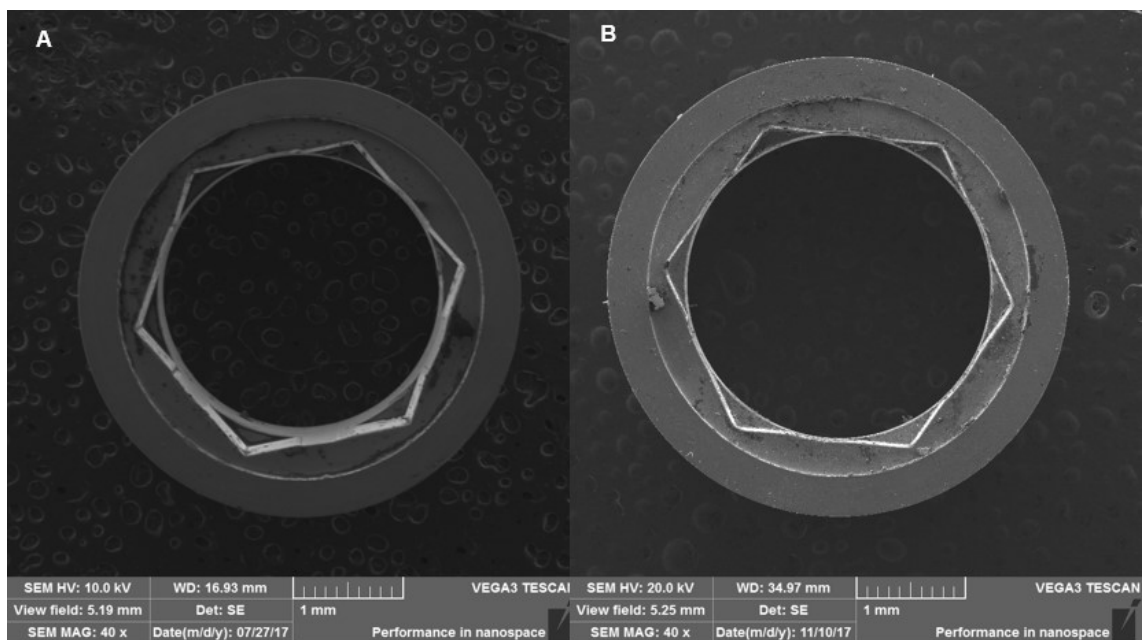


Figura 20. Imagem ilustrativa do MEV, mostrando **A)** superfície do hexágono do MCP antes da ciclagem; **B)** superfície do hexágono do MCP após a ciclagem.

6. DISCUSSÃO

A hipótese nula postulada foi aceita. Não houve diferenças significativas na estabilidade mecânica entre abutment tradicional e o modificado avaliado no presente estudo.

Pesquisa e desenvolvimento ao longo de décadas tem-se centrado precisamente sobre a estabilidade do conjunto do implante-pilar que afeta o sucesso da reabilitação protética, as empresas introduziram projetos pilares mais confiáveis (Piermatti et al., 2006), bem como ligas com melhores propriedades mecânicas (Martin et al., 2001). Vários estudos relataram problemas técnicos relacionados aos implantes dentários (Pjetursson et al., 2004, Kreissl et al., 2007; Jung et al., 2008; Aglieta et al., 2009). Para resolver esses problemas, uma variedade de novos modelos, conexões implante-abutment e componentes protéticos foram desenvolvidos pelos fabricantes (Ugurel et al., 2015). Dentre esses novos componentes que surgem no mercado a fim de solucionar problemas técnicos o MCP pode ser considerado uma nova alternativa para a reabilitação protética já que respondeu positivamente aos testes mecânicos podendo ser considerado como um ótimo pilar cimentado solucionando os problemas estéticos e funcionais dos pacientes que já possuem implantes HE convencionais mas instalados profundamente.

Este estudo utilizou uma frequência de carregamento de 2 Hz, que representa as melhores condições mecânicas segundo os padrões ISO 14801 (Karl & Kelly 2009). Na avaliação do grupo de controle, observou-se que houve perda no torque aplicado, mesmo sem carga cíclica (MCPCO, AbutmentCO), isso pode ser explicado pela - fenômeno denominado "efeito de sedimentação", com base na hipótese de que todas as superfícies usinadas possuem algum grau de micro-rugosidade (Breending et al., 1993). Em um estudo anterior em que o carregamento cíclico foi utilizado, observou-se uma diminuição do torque de relaxamento pós-carga em um tipo de conexão interna de pilar de duas peças (Coppedê et al., 2009). Outro estudo relata que, após a carga cíclica em pilares de duas peças, os torques de afrouxamento foram significativamente inferiores

aos iniciais, no entanto, o torque de afrouxamento dos pilares de uma peça mostrou torques de remoção iguais ou superiores aos iniciais (Kim et al., 2014), no presente estudo os valores de afrouxamento do parafuso não foram influenciados pela carga cíclica aplicada.

No entanto, após a aplicação de cargas cíclicas, o torque de relaxamento do grupo experimental MCP não apresentou diferenças estatisticamente significantes. Foi relatado em um estudo recente que ocorreu um deslocamento axial maior em um tipo de conexão interna quando comparado a um externo. Esta comparação direta é dificultada por diferentes parâmetros experimentais, tais como condições de carga e vetores de força (Lee et al., 2014). Contudo, nesse estudo não houve deslocamento axial em nenhum dos grupos testados verificado com as radiografias finais após ciclagem mecânica onde apresentavam uma boa adaptação das coroas cimentadas.

Normalmente, a presença de micro-gap pode ser devido ao processamento inadequado do sistema implante / abutment ou distribuição inadequada do encaixe macho-fêmea (Coelho et al., 2008). No presente estudo, a presença de micro-lacunas não foi avaliado. No SEM (microscópio eletrônico de varredura) não houve variação na morfologia das peças que justifique a não utilização.

A mensuração por Microscopia Óptica é bastante utilizada, segundo os trabalhos de (Coelho et al., 2014, Hecker et al., 2003, Karam et al, 2017) através desse método foi possível analisar alteração no diâmetro interno do grupo ABT e controle não influenciado pela ciclagem mecânica o que não aconteceu com o grupo MCP.

No MEV apresentaram superfícies irregulares e alguns resíduos de superfície, essas alterações podem estar relacionadas ao processo de usinagem, e mesmo apresentando alterações microscópicas não alteraram significativamente a estabilidade da junção implante-pilar no caso do MCP enquanto que para o grupo ABT que além de apresentar maior índice de afrouxamento também apresentou alteração de comprimento da circunferência interna o que gera dúvida em relação ao torque aplicado fornecido pelo fabricante.

A possível explicação para o melhor resultado do MCP pode ter sido devido à união implante / pilar que exibe uma maior ligação mecânica devido ao efeito morse não havendo soltura ou quebra do parafuso. Porém as alterações do grupo ABT devem ser investigadas em relação ao tipo do material e o toque aplicado.

Realizar um estudo clínico, sem testes de laboratório antes de verificar o comportamento biomecânico real de uma nova proposta de tratamento poderia propiciar falhas clínicas importantes envolvendo pacientes, já que o MCP apresentou um comportamento mecânico favorável, estudos clínicos devem ser realizados.

7. CONCLUSÃO

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

1. O grupo MCP apresentou a melhor média de afrouxamento após o ciclismo mecânico comparado ao outro grupo, o que significa que este grupo teve os melhores resultados em relação a adaptação e retenção em comparação com os outros.
2. O MCP testado apresenta características mecânicas adequadas a sua aplicabilidade.
3. O presente estudo apresenta limitações relacionadas ao ambiente *in vitro*.
4. Outras investigações *in vitro* e *in vivo* serão realizadas para melhor avaliação do MCP.

REFERÊNCIAS

ABNT NRB ISSO 14801, Dentistry, Implants, Dynamic fatigue test for endosseous implants, 14801:2012.02.05.2012.

Adell RB, Eriksson U, Lekholm, Brånemark PI, Jemt T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5:347–359.

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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x>

Bragger U, Hafeli U, Huber B, Hammerle CH, Lang NP. Evaluation of postsurgical crestal bone levels adjacent to non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1998 Aug;9(4):218-24. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1998.090402.x>

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.

Bischof M, Nedir R, Abi Najm S, Szmukler-Moncler S, Samson J. A five-year life-table analysis on wide neck ITI implants with prosthetic evaluation and radiographic analysis: results from a private practice. *Clin Oral Implants Res.* 2006.Oct;17(5):512-20). <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01271.x>

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomechanics.* 2003; 36(11): 1649-58. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00177-5](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00177-5)

Cehreli MC, Akça K, Iplikçioglu 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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01023.x>

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. <https://doi.org/10.1902/jop.2010.100176>

Chaves ES, Lovell JS, Tahmasebi S. Implant-supported crown desing and the risk por peri-impantitis. *Clinical Avances in Periodontics*,2014, May, vol.4,n.2,pag:118-126. <https://doi.org/10.1902/cap.2013.120117>

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil* 2008;35:917-924.

<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01886.x>

Coelho PG, Jimbo R. Osseointegration of metallic devices: current trends based on implant hardware design *Arch Biochem Biophys*. 2014 Nov 1;561:99-108. <https://doi.org/10.1016/j.abb.2014.06.033>

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. *Clinical Oral Implants Reserch* 2009;20(6):624-32.

Daiane M, Daubert RDH, Weinstein BF, Bordin S, Leroux BG, Flemmig TF. Prevalence and predicitive fators for peri-implanti disease and implant failure: a cross-section analysis. 2014. <https://doi.org/10.192/jop.2014.140438>

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. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.005>

Esposito MP, Thomsen LE, Ericsson L, Sennerby & Lekholm U, Histopathologic observations on late oral implant failures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000. 2:18–31. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00103.x>

Esposito M, Grusovin MG, Worthington HV. Treatment of peri-implantitis: What interventions are effective? A Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2012;5:21-41.

Fernandes TRO, Gehrke AS, Mardegan FEC, Tritto MA, De Bortoli Jr N. 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(30):161-5.

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. <https://doi.org/10.11607/jomi.3113>

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component ft over time. *J Prosthet Dent*. 2003 Apr;89(4):346-51. <https://doi.org/10.1067/mpr.2003.71>

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000 Sep;71(9):1412-24. <https://doi.org/10.1902/jop.2000.71.9.1412>

Jansen VK, Conrads G & Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997.12:527–540.

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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01453.x>

Karam FK, Zancope K, Carneiro TAPN, Oliveira MN, Resende CCD, Neves FD, Comparative analysis of Optical Microscopy, Scanning Eletron Microscopy, and Micro-Computed Tomografy on measurements. *BJOS*, 2017, September v16.[ahead of print].

Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater.* 2009; 25(11):1426–32. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.06.015>

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. <https://doi.org/10.11607/jomi.3383>

Kreissl ME, Gerds T, Mucche 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. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01414.x>

Koldslund O C, Sheie AA, Aass AM. Prevalence of Peri-Implantitis related to severity of the disease with different degrees of bone loss. *J. Periodontol.*, February, 2010, vol.81, n.2, pag.231-238.

Lee CT, Chiu TS, Chuang SK, Tarnou D, Stoupel J - Alterations of the boné dimension following immediate implant placement into extraction socket: systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*, 2014, September, vol41, n.9, pag.914-926. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12276>

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taperconnection

implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2): 394-400.

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.

<https://doi.org/10.11607/jomi.2819>

Naves, MM; MENEZES, HHM; MAGALHÃES, D. MODIFICADOR DE CONEXÃO PROTÉTICA. 2016, Brasil. Patente: Privilégio de Inovação. Número do registro: BR2020160050117, título: "MODIFICADOR DE CONEXÃO PROTÉTICA", Instituição de registro: INPI - Instituto Nacional da Propriedade Industrial, Depositante (s): Marina de Melo Naves;Helder Henrique Machado de Menezes;Denildo de Magalhães, Depósito: 19/04/2016

Martin, W.C., Woody, R.D., Miller, B.H. & Miller, A.W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*; 2001; 86: 24–32.

<https://doi.org/10.1067/mpr.2001.116230>

Mattheos NLX, Zampelis AML, 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.

<https://doi.org/10.1111/clr.12578>

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.

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.

<https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-10-00144>

Oh TJ. The causes of early implant bone loss: myth or science *J Periodontol* 2002, March, vol.73, n.3, pag322333 <https://doi.org/10.1902/jop.2002.73.3.322>

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.

<https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2001.120614.x>

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. <https://doi.org/10.11607/jomi.4173>

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.

Piattelli A, Scarano A and Paolantonio M. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001. 72:1146–1150.
<https://doi.org/10.1902/jop.2000.72.9.1146>

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.
<https://doi.org/10.1097/01.id.0000245440.09464.48>

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 coronaradicular reinforcement. *J Endod*. 2002; 28(10):710-15. <https://doi.org/10.1097/00004770-200210000-00008>

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.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01117.x>

Raofi 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.

Rosenquist B, Grenthe B. Immediate placement of implants into extraction sockets: implant survival. *Journal Oral and Maxillofacial Implants*, February 1996,205-209.

Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16–year Study of the Microgap Between 272 Human Titanium Implants and Their Abutments. *Journal of Oral Implantology*, 2005, December, Vol.31, No. 6, pp. 269-275. <https://doi.org/10.1563/753.1>

Soares PBF, Neto AJF, Magalhães D, Versluis A, Soares CJ. Effect of bone loss simulation and periodontal splinting on bone strain Periodontal splints and

bone strain. Archives of Oral Biology. 2011; 56:1273-1381.
<https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2011.04.002>

Stevão ELL. Implantes de hexágono externo e interno - uma breve revisão. Implantnews. 2005,2(6): 570-1.

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.

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.

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. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.373>

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.
<https://doi.org/10.1111/clr.12303>

Wicks RA, deRijk WG, Windeler AS. Na evaluation off it in osseointegrated implant componentes using torque/turn analysis. J Prosthodont. 1994;3:206-212.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1994.tb00157.x>

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontics implications. Int J Prosthodont. 1995;8(2):105-16.

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.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.160>

Yokoyama KT, Ichikawa H, Murakami Y, Miyamoto and Asaoka K. Fracture mechanisms of retrieved titanium screw thread in dental implants. Biomaterials 2002.23:2459–2465.
[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00380-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00380-5)

Zitzmann NU, Berglundh T, Ericsson I, Lindhe J. Spontaneous progression of experimentally induced peri-implantitis. J Clin Periodontol 2004;31:845-849.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2004.00567.x>