



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba

GABRIELA SUMIE YAGUINUMA GONÇALVES

**Comparação da retenção friccional pilar/implante em
diferentes junções cone Morse**

**Araçatuba - SP
2022**

GABRIELA SUMIE YAGUINUMA GONÇALVES

**Comparação da retenção friccional pilar/implante em
diferentes junções cone Morse**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Universidade Estadual Paulista (Unesp), para obtenção do Grau de Mestre em Odontologia - Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

**Araçatuba - SP
2022**

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

G635c Gonçalves, Gabriela Sumie Yaguinuma.
Comparação da retenção friccional pilar/implante
em diferentes junções cone Morse / Gabriela Sumie
Yaguinuma Gonçalves. - Araçatuba, 2022
48f. : il. ; tab.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual
Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba
Orientador: Prof. Wirley Gonçalves Assunção

1. Implantes dentários 2. Projeto do implante
dentário-pivô 3. Resistência à tração 4. Fenômenos
biomecânicos I. T.

Black D3
CDD 617.6

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550

Meus sinceros agradecimentos a Deus, que sempre cuidou de mim e deu-me sabedoria e determinação para continuar caminhando em busca dos meus sonhos; por ter permitido que tudo isso acontecesse e me ajudado ao longo de toda vida. Agradeço a Deus por tudo o que tenho e tudo o que sou. Em todos os momentos Ele provou ser o maior Mestre que existe.

Agradeço imensamente aos meus pais e ao meu parceiro, que me colocaram em suas orações e encorajaram-me durante minha jornada.

Enfim, a todos que fizeram parte, direta ou indiretamente, da minha formação, meu muito obrigada.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" - UNESP, na pessoa do seu Diretor, Prof. Glauco Issamu Miyahara, e Vice-Diretor, Prof. Alberto Carlos Botazzo Delbem, pela oportunidade de realização do curso de Mestrado.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção, por me acolher e compartilhar seus conhecimentos comigo e por seu sábio auxílio durante a realização dessa pesquisa.

Agradeço ao Prof. Dr. Paulo Henrique dos Santos que colaborou com a estatística do nosso trabalho.

Agradeço aos professores e colegas de profissão que proporcionaram, além do conhecimento racional, a manifestação do caráter profissional; por não somente terem me ensinado, mas por terem me feito aprender.

À empresa DSP Biomedical® por ceder os implantes e componentes protéticos utilizados para realização desse estudo.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001, pelo apoio na manutenção do curso de pós-graduação em Odontologia por meio da verba PROAP (Programa de Apoio à Pós-Graduação).

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) por apoiar essa pesquisa por meio da bolsa de Mestrado (Processo: 133720/2020-9).

“O segredo de qualquer conquista é a coisa mais simples do mundo: saber o que fazer com ela.”

Paulo Coelho

Gonçalves GSY. Comparação da retenção friccional pilar/implante em diferentes junções cone Morse [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2022.

RESUMO

A conexão pilar/implante é decisiva por incorporar os componentes anti-rotacionais e receber o assentamento protético. A conexão cone Morse (CM) surgiu na tentativa de minimizar problemas biomecânicos e *gaps* frequentes nas demais conexões. Entretanto, o CM sofreu variações ao longo do tempo, sobretudo na angulação cônica interna e incorporação de indexador. Nesse sentido, o objetivo desse estudo foi avaliar a retenção friccional, por meio de teste de tração, entre diferentes implantes CM e seus respectivos pilares protéticos em função da angulação das paredes internas do cone no implante e da presença ou não do indexador no pilar. Foram formados oito grupos de pilar/implante de titânio (n=12), todos com conexão CM, e submetidos a teste mecânico de tração em uma máquina de ensaios universais para avaliação da retenção friccional. As análises estatísticas foram realizadas utilizando o software Sigma Plot. Dada a distribuição normal ($p > 0.05$) dos dados avaliados pelo teste de Shapiro-Wilk para todos os 8 grupos analisados, foi realizada a análise estatística paramétrica pela Anova 2 fatores com pós teste de Tukey. Na comparação intra-grupos, apenas no modelo CMH (Cone Morse Hexagonal) a presença do *index* não influenciou a retenção friccional do conjunto pilar/implante; já para os modelos HIM (Hexágono Interno Morse) e CMI (Cone Morse Indexado), a presença do *index* prejudicou a retenção friccional. E, no caso do HIL (Hexágono Interno Large), a presença do *index* foi benéfica para a retenção friccional. Na avaliação entre os diferentes modelos independente do *index*, os menores valores foram encontrados para o grupo CMH, enquanto os maiores valores de resistência friccional foram obtidos para o grupo CMI. A incorporação do *index* e os diferentes modelos de implantes estudados influenciaram, negativamente, a retenção friccional dos pilares protéticos, ainda, quanto maiores as angulações das conexões cone Morse, menores foram os valores de força máxima necessários para desalojar pilar/implante, ou seja, menor foi a retenção friccional dos mesmos.

Palavras-chave: Implantes dentários. Projeto do Implante Dentário-Pivô. Resistência à Tração. Fenômenos biomecânicos.

Gonçalves GSY. Comparison of abutment/implant frictional retention in different Morse taper junctions [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista – UNESP; 2022.

ABSTRACT

The abutment/implant connection is decisive as it incorporates the anti-rotational components and receives the prosthetic seat. The Morse taper connection (MT) emerged in an attempt to minimize biomechanical problems and frequent gaps in the other connections. However, the MT suffered variations over time, especially in the internal conical angulation and *index* incorporation. In this sense, the objective of this study was to evaluate the frictional retention, by means of a traction test, between different MT implants and their respective prosthetic abutments as a function of the angulation of the internal walls of the cone in the implant and the presence or absence of the *index* on the abutment. Eight titanium abutment/implant groups (n=12) were formed, all with MT connection, and submitted to a mechanical tensile test in a universal testing machine to assess frictional retention. Statistical analyzes were performed using Sigma Plot software. Given the normal distribution ($p > 0.05$) of the data evaluated by the Shapiro-Wilk test for all 8 groups analyzed, parametric statistical analysis was performed by 2-way ANOVA with Tukey's post test. In the intra-group comparison, only in the HMC model (Hexagonal Morse Cone) the presence of the *index* did not influence the frictional retention of the abutment/implant set; for the IHM (Internal Hexagon Morse) and IMC (Indexed Morse Cone) models, the presence of the *index* impaired frictional retention. And, in the case of the LIH (Large Internal Hexagon), the presence of the *index* was beneficial for frictional retention. In the evaluation between the different models regardless of the *index*, the lowest values were found for the HMC group, while the highest values of frictional resistance were obtained for the IMC group. The incorporation of the *index* and the different implant models studied had a negative influence on the frictional retention of the prosthetic abutments, and the greater the angulations of the Morse taper connections, the lower the values of maximum force required to dislodge the abutment/implant, that is, lower was their frictional retention.

Keywords: Dental implants. Dental implant-abutment design. Tensile Strength. Biomechanical Phenomena.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Espécimes de cada grupo utilizado durante a pesquisa: A) HIL com <i>index</i> , B) CMH com <i>index</i> , C) CMI com <i>index</i> , D) HIM com <i>index</i> , E) HIL sem <i>index</i> , F) CMH sem <i>index</i> , G) CMI sem <i>index</i> , H) HIM sem <i>index</i>	22
Figura 2 - Ilustração esquemática com corte longitudinal mostrando a visão interna dos conjuntos montados com angulação das paredes internas do cone, diâmetro cervical do implante, altura do cone e área de contato entre o componente e o implante.....	23
Figura 3A - Dispositivos preparados para dar início ao ensaio de tração do conjunto implante/pilar na máquina de ensaios universais equipada com célula de carga de 200N. Figura 3B - Implante acoplado no dispositivo metálico pré-fabricado e o pilar protético preso às garras do dispositivo. Figura 3C - Vista aproximada da figura 3B.....	26

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Gráfico esquematizando os valores de Força Máxima (N) obtidos para cada espécime de cada grupo após o teste de tração para avaliação da retenção friccional.....	28
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Implantes utilizados, incluindo nome comercial, presença ou não de indexador protético, diâmetro do corpo, diâmetro cervical e diâmetro apical do implante, angulação das paredes internas do implante (cone), bem como o número do lote dos implantes e pilares utilizados.....	21
Tabela 2 - Grupos do estudo e suas respectivas siglas.....	23
Tabela 3 - Tabela dos valores de Força Máxima (em N) obtidos para cada espécime de cada grupo após o teste de tração para avaliação da retenção friccional com média e desvio padrão (SD).....	28
Tabela 4 - Média e desvio padrão da Força Máxima (em N) necessária para desacoplar o conjunto pilar/implante dos grupos CMH, HIL, HIM e CMI através da presença ou não do indexador. Letras distintas, maiúsculas nas linhas e minúsculas nas colunas, indicam diferença estatística ($p < 0,05$).....	30

LISTA DE SIGLAS

CM = Cone Morse

CMH = Cone Morse Hexagonal

CMI = Cone Morse Indexado

FM = Força Máxima

HE = Hexágono Externo

HI = Hexágono Interno

HIL = Hexágono Interno Large

HIM = Hexágono Interno Morse

MT = Morse Taper

N = Newtons

SD = Desvio padrão

Tg α = Tangente de α

Ti = Titânio

UCLA = Universal Castable Long Abutment

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
1.1 Hipóteses.....	16
1.2 Implicações Clínicas.....	16
2 PROPOSIÇÃO.....	19
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	21
3.1 Materiais e Divisão dos Grupos.....	21
3.2 Preparação dos Espécimes.....	24
3.2.1 Randomização.....	24
3.3 Ensaio Mecânico.....	24
3.3.1 Retenção Friccional por Meio de Teste de Tração.....	24
4 RESULTADOS.....	28
4.1 Desenho do estudo.....	29
4.2 Análise estatística.....	29
5 DISCUSSÃO.....	32
6 CONCLUSÃO.....	40
REFERÊNCIAS.....	41
ANEXOS.....	46

1 INTRODUÇÃO¹

Os implantes dentários são uma exímia alternativa para substituição de elementos dentários perdidos que, por sua vez, reflete em um problema comum que atinge grande parcela da população mundial adulta e, conseqüentemente, afeta negativamente todo o sistema estomatognático (De Souza et al., 2016).

A conexão pilar/implante é considerada decisiva por ser a região a qual incorpora os componentes anti-rotacionais e recebe o assentamento protético; sendo assim, esta afeta o momento cirúrgico, o espaço biológico, o perfil de carga e o planejamento do caso. A falta de adaptação entre o componente protético e a plataforma dos implantes osseointegráveis pode levar ao insucesso do tratamento reabilitador, principalmente devido à indução de concentração de tensões, infiltração por micro-organismos e formação de biofilmes (De Souza et al., 2016), desse modo, a ciência continua em constante construção em busca de melhorias desses aspectos associados à conexão pilar/implante.

Com o desenvolvimento tecnológico, diversas marcas e diferentes tipos de desenhos de implantes dentários surgiram no mercado, sendo imprescindível a compreensão do funcionamento destes para um plano de tratamento ideal (Covani et al., 2006; De Souza et al., 2016). Nesse contexto, sabe-se que os implantes mais frequentemente utilizados possuem conexões protéticas do tipo hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI) ou cone Morse (CM), cada qual com suas peculiaridades, vantagens e limitações (De Souza et al., 2016). Muito embora o implante HE seja amplamente comercializado por sua simplicidade e previsibilidade adquirida durante anos de casuísticas favoráveis, estes apresentam algumas limitações como: maior incidência de afrouxamento e fratura do parafuso de retenção do pilar, formação de microfendas (*gaps*), menor resistência rotacional, estética final da prótese implanto-suportada comprometida e propensão para colonização microbiana. O HI, por sua vez, apresenta limitações quanto à dificuldade em se ajustar a divergências de angulação, além de apresentar paredes mais finas ao redor da área de conexão (De Souza et al., 2016; Maeda et al., 2006).

Atualmente, na implantodontia, a conexão cônica interna ou CM vêm se tornando a alternativa de maior escolha entre as empresas e de preferência entre os profissionais (Freitas et al., 2014; Mangano et al., 2009). Esse sistema surgiu na

¹ Normalizado de acordo com a Journal of Biomechanics - 0021-9290

<https://www.elsevier.com/journals/journal-of-biomechanics/0021-9290/guide-for-authors>

tentativa de minimizar os problemas relacionados à biomecânica (Scarano et al., 2005) e presença de *gaps* frequentes nas demais conexões, facilitando a estabilidade dos tecidos mucogengivais peri-implantares (Nentwig, 2004). Dentre suas vantagens, o CM vem demonstrando resultados superiores em termos de estabilidade mecânica, torque de soltura superior ao de aperto, movimentação rotacional reduzida (Freitas et al., 2014; Maeda et al., 2006), maior resistência, dificuldade de afrouxamento e fratura do parafuso (Maeda et al., 2006), redução do *gap*, diminuição da infiltração salivar e contaminação bacteriana, melhor selamento; (Mangano et al., 2009), saúde gengival, redução do mau odor, perfil de emergência favorável e resultados estéticos peri-implantares otimizados (Abboud et al., 2005).

Apresenta também menor concentração de tensões em virtude da profundidade da conexão interna, em que o fulcro do braço de alavanca está localizado em direção apical à crista óssea (Torcato et al., 2016). E, por apresentar plataforma *switching*, os implantes CM possuem menor índice de saucerização, ou seja, há uma redução na reabsorção da crista óssea alveolar e maior estabilidade do tecido ósseo peri-implantar (Varise et al., 2015).

O CM consiste, basicamente, em uma estrutura composta por dois cones, designados "macho" e "fêmea", que contribuem para com o denominado "efeito Morse": em que uma angulação juntamente com uma força de união proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial, proporcionando um grande poder de retenção e travamento friccional, denominado "*locking taper*". A angulação total das paredes da conexão favorece o contato íntimo e hermético entre o pilar e o implante, com a intenção de melhorar a estabilidade mecânica desta conexão, evitando o afrouxamento do parafuso de retenção do pilar, mantendo-se eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para inserção e aperto do parafuso, tornando sua resistência mecânica semelhante a dos implantes de corpo único (Bozkaya and Müftü, 2003; Hernigou et al., 2013; Maeda et al., 2006).

No entanto, as conexões em implantes CM sofreram significativas variações ao longo do tempo em função das diferenças implementadas pelos fabricantes, sobretudo no que diz respeito à angulação cônica interna e a incorporação de indexador para posicionamento do pilar (Bozkaya and Müftü, 2003; Freitas et al., 2014; Kitagawa et al., 2013; Michelon et al., 2019; Yao et al., 2018). Assim, inúmeros resultados positivos para a conexão CM em detrimento das demais

foram decorrentes de pesquisas que avaliaram implantes CM “puros”, com 11° de angulação nas paredes internas e sem a presença de indexador. Nesse sentido, são escassas as informações disponíveis na literatura sobre esse novo conceito (Bozkaya and Müftü, 2003; Kitagawa et al., 2013; Michelon et al., 2019; Tang et al., 2017; Yao et al., 2018).

Teoricamente, o grau do ângulo cônico, que varia de 6° a 16°, pode controlar diretamente a resistência ao atrito (Bozkaya and Müftü, 2003; Kitagawa et al., 2013). Um ângulo cônico menor leva a uma maior resistência ao atrito e, conseqüentemente, beneficia a estabilidade da conexão e o efeito Morse. Em contrapartida, também resulta em rigidez reduzida da junção, ou seja, o ângulo exerce efeitos opostos em dois fatores cruciais para a estabilidade da conexão: resistência ao atrito e rigidez do pilar. Os impactos clínicos disso referem-se à menor longevidade e à maior probabilidade de fratura da conexão pilar/implante (Yao et al., 2018).

Aumentar o ângulo interno cônico aumenta o diâmetro do pilar e, conseqüentemente, a estabilidade da conexão; contudo, a espessura da parede do implante correspondente diminui como resultado do aumento do diâmetro do pilar, e a força de aperto na conexão também diminui como resultado do aumento do ângulo (Bozkaya and Müftü, 2003; Kitagawa et al., 2013). Ambos os efeitos reduzem a estabilidade da conexão (Yao et al., 2018). Considera-se que o aumento da angulação nas conexões protéticas CM torna o eixo de inserção da prótese mais favorável, contudo, a retenção friccional dessas conexões poderia ser prejudicada devido à conseqüente redução da espessura das paredes do implante na região do cone.

Outra variação implementada nos implantes CM é aquela cuja base do cone possui um indexador (Perriard et al., 2002), ou seja, um componente de travamento anti-rotacional visando corrigir as limitações do CM convencional/friccional. Esse *index* facilitou o reposicionamento na transferência para o modelo de trabalho, servindo como um guia, e possibilitou a inserção de componentes protéticos *abutment* UCLA (*Universal Castable Long Abutment*), de modo que munhões individualizados pudessem ser confeccionados para casos de implantes instalados com inclinações indesejáveis (maiores que 30°), promovendo paralelismo (Freitas et al., 2014). Portanto, implantes CM denominados "mistos" são aqueles que apresentam incorporados à sua conexão, hexágonos, octógonos ou outros tipos de

indexadores que tem a função de guiar o posicionamento dos componentes protéticos e suportar os esforços cisalhantes (Mangano et al., 2009; Zipprich et al., 2018).

A adição de um sistema de indexação no interior do CM torna a conexão pilar/implante mais versátil e têm sido uma tendência entre os fabricantes com crescente aceitação por parte dos cirurgiões dentistas. A presença de um *index* no implante CM abre a possibilidade de trabalhar sem pilares intermediários e minimiza as chances de resultados falhos no tratamento provenientes de alterações de posicionamento protético, quer seja durante a confecção da prótese ou mesmo em sua instalação. Entretanto, essa alteração pode afetar o comportamento do sistema, reduzindo a área de contato entre o implante e o pilar, fato que, supostamente, diminui o efeito de estabilização entre as diferentes partes. Portanto, é possível que essa modificação reduza a pré-carga obtida pelo efeito Morse (Michelon et al., 2019), sendo importante a avaliação desse aspecto.

Com base na premissa de que a capacidade do implante em suportar cargas é dependente da configuração de sua plataforma e que modificações no desenho da conexão pilar/implante influenciam na distribuição de cargas (Mangano et al., 2009; Oliscovicz et al., 2011), entende-se como plausível a análise da capacidade de retenção friccional de diferentes conexões protéticas CM existentes no mercado propostas por esse projeto (Gil et al., 2014; Ugurel et al., 2015).

De posse desses argumentos, justifica-se a necessidade da avaliação dos possíveis benefícios incorporados ao sistema pela maior inclinação das conexões cone Morse, assim como da presença do indexador protético para diferentes conexões pilar/implante, ambas tendências atuais.

1.1 Hipóteses

Como hipótese nula do presente projeto de pesquisa temos que diferentes angulações dos modelos de conexões cone Morse e a presença ou não do indexador não influenciarão a retenção friccional entre implante e pilar protético.

1.2 Implicações Clínicas

O CM sofreu variações ao longo do tempo, sobretudo na angulação cônica interna e incorporação de indexador, esse *index* possui a vantagem de facilitar os

procedimentos protéticos pelo posicionamento do componente, no entanto, estudos apontam como desvantagem a diminuição da área cônica de contato entre o implante e o pilar, o que pode influenciar na estabilidade mecânica do conjunto. Portanto, entender o comportamento de pilares indexados é um aspecto importante para o clínico, tendo em vista que a presença do *index* poderá ter efeitos sobre a força de deslocamento do pilar no interior do implante, influenciando na pré-carga gerada entre a parede do pilar e implante.

PROPOSIÇÃO

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi avaliar a retenção friccional, por meio de teste de tração, entre diferentes implantes CM e seus respectivos pilares protéticos em função da angulação das paredes internas do cone no implante e da presença ou não do indexador no pilar.

MATERIAIS E MÉTODOS

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse estudo foi realizado no Laboratório de Pesquisa do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba (FOA) - UNESP.

3.1 Materiais e Divisão dos Grupos

Foram utilizados oito tipos de implantes de titânio (Ti), todos com conexão interna tipo CM, indexação (quando havia) do tipo hexagonal, com 11,5 mm de comprimento e diâmetros do corpo do implante variando entre 3,5 a 3,8 mm, seus respectivos pilares protéticos e parafusos de retenção (Tabela 1 e Figuras 1 e 2). Estes componentes montados originaram os oito grupos do estudo (n=12), sendo 4 grupos com *index* na conexão pilar/implante e outros 4 grupos sem *index*, totalizando 96 espécimes (N=96).*

Tabela 1 Implantes utilizados, incluindo nome comercial, presença ou não de indexador protético, diâmetro do corpo, diâmetro cervical e diâmetro apical do implante, angulação das paredes internas do implante (cone), bem como o número do lote dos implantes e pilares utilizados.

Nome comercial	Indexação	Diâmetro do corpo do implante	Diâmetro cervical do implante	Diâmetro apical do implante	Angulação do cone	Nº Lote dos implantes	Nº Lote dos pilares
CMH Osteofit Implant (Cone Morse Hexagonal)	Sim	3,75	3.5	2.7	40°	1028920210	64820220
CMH Osteofit Implant	Não	3,75	3.5	2.7	40°	1029420210	65620220
HIL Implant (Hexágono Interno Large)	Sim	3,8	3.35	2.7	22°	1029120210	52120220
HIL Implant	Não	3,8	3.35	2.7	22°	1029020210	51920220
HIM Implant (Hexágono Interno Morse)	Sim	3,5	2.8	2.4	22,5°	717120210	52220220
HIM Implant	Não	3,5	2.8	2.4	22,5°	1029220210	52020220
CMI Biofit Implant (Cone Morse Indexado)	Sim	3,5	2.5	1.8	11,5°	184020210	18012022/1
CMI Biofit Implant	Não	3,5	2.5	1.8	11,5°	1029320210	45320220

* Todos os implantes, pilares protéticos, parafusos de retenção e demais acessórios foram gentilmente cedidos pela empresa DSP Biomedical®.

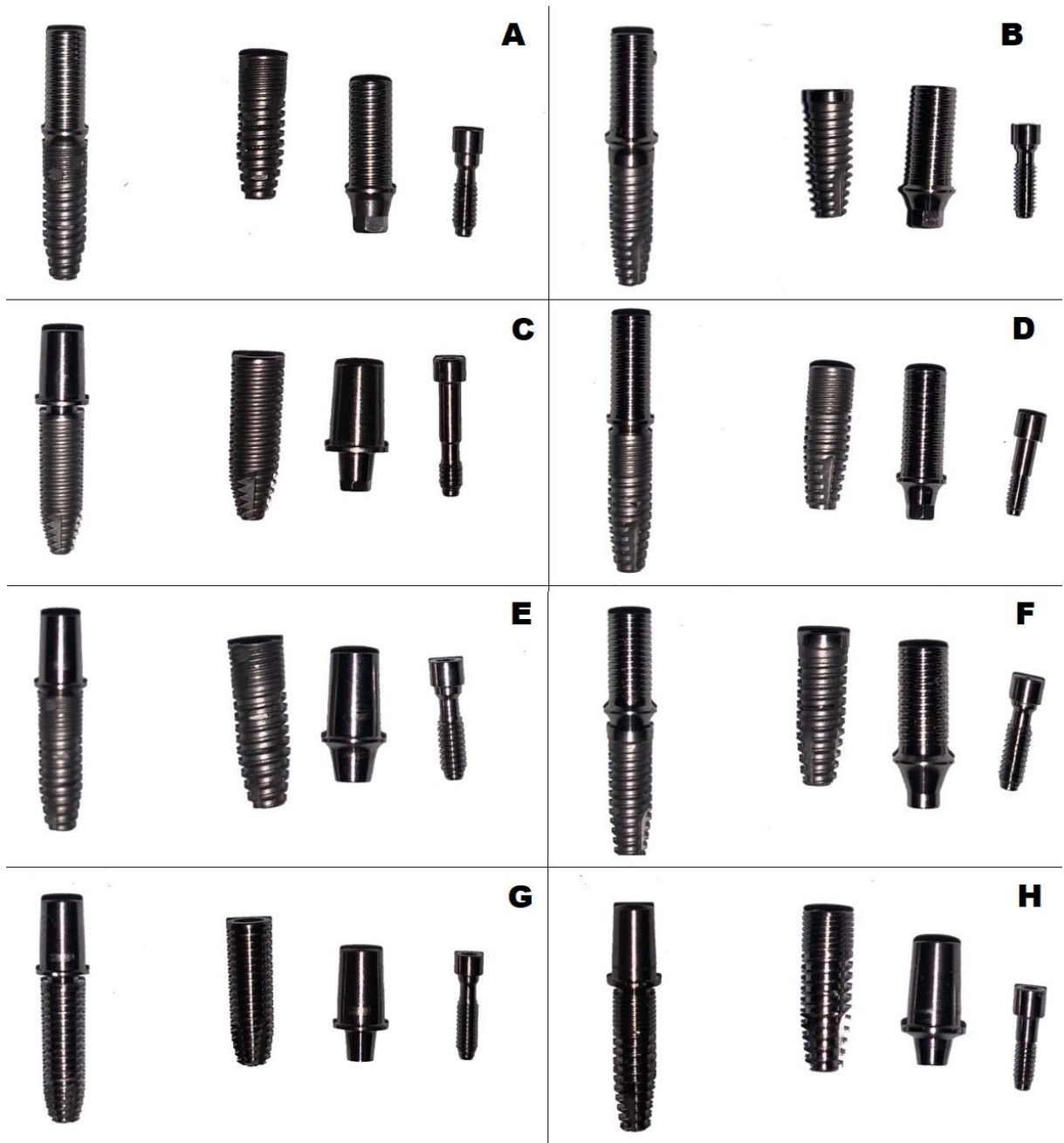


Fig. 1. Espécimes de cada grupo utilizado durante a pesquisa: A) HIL com *index*, B) CMH com *index*, C) CMI com *index*, D) HIM com *index*, E) HIL sem *index*, F) CMH sem *index*, G) CMI sem *index*, H) HIM sem *index*.

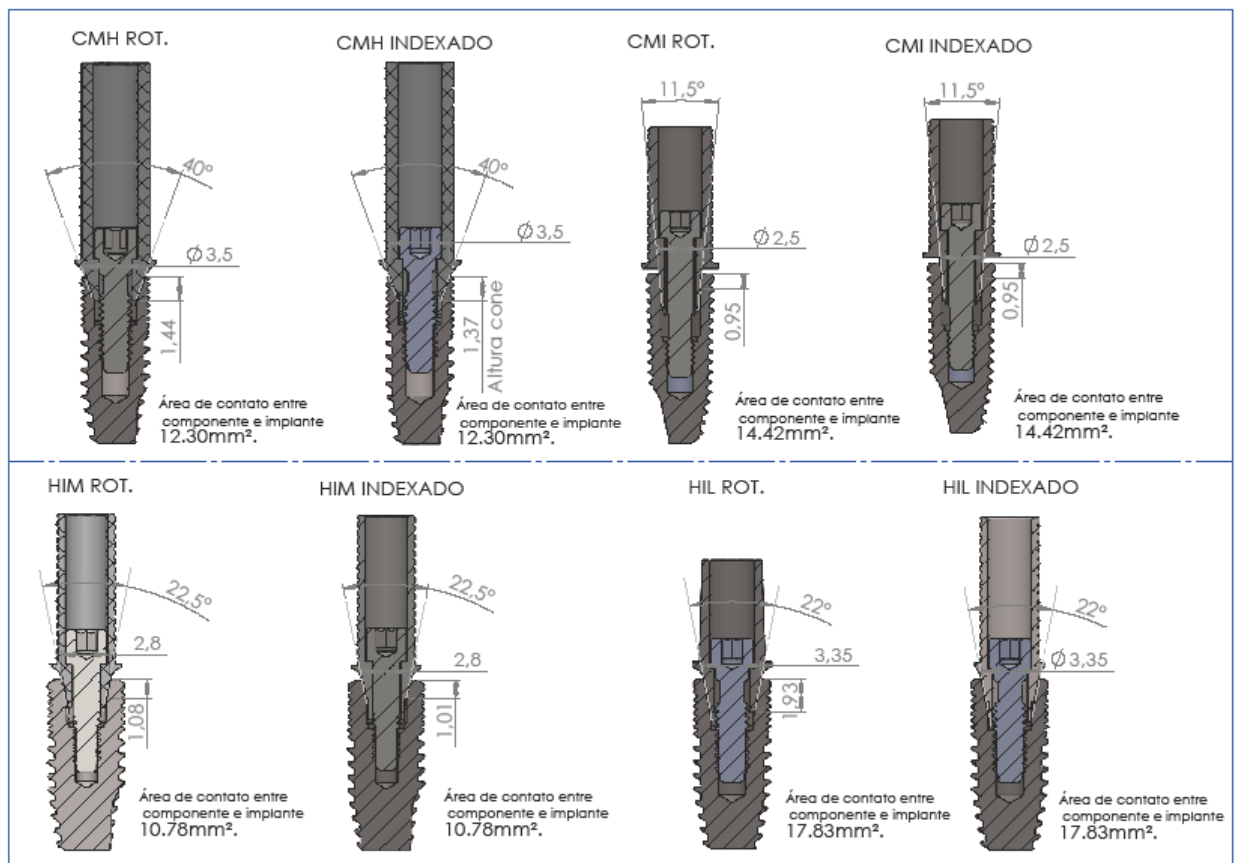


Fig. 2. Ilustração esquemática com corte longitudinal mostrando a visão interna dos conjuntos montados com angulação das paredes internas do cone, diâmetro cervical do implante, altura do cone e área de contato entre o componente e o implante.

Cada grupo foi nomeado de acordo com seu nome comercial e a presença ou não de indexador, conforme tabela 2: CMH com *index*; CMH sem *index*; HIL com *index*; HIL sem *index*; HIM com *index*; HIM sem *index*; CMI com *index*; CMI sem *index*.

Tabela 2 Grupos do estudo e suas respectivas siglas.

Nome comercial	Sigla do grupo	
Cone Morse Hexagonal	CMH com <i>index</i>	CMH sem <i>index</i>
Hexágono Interno Large	HIL com <i>index</i>	HIL sem <i>index</i>
Hexágono Interno Morse	HIM com <i>index</i>	HIM sem <i>index</i>
Cone Morse Indexado	CMI com <i>index</i>	CMI sem <i>index</i>

3.2 Preparação dos Espécimes

O preparo dos espécimes e os testes de tração foram realizados seguindo modelo proposto por Silva et al., em 2021. Cada implante foi montado com seu respectivo pilar protético e parafuso de retenção recebendo um torque de 20 N.cm por meio de chave quadrada de 1.3 mm e um torquímetro mecânico, conforme recomendado pelo fabricante, seguido de torque de confirmação após 3 minutos a fim de minimizar a perda inicial de pré-carga, conforme demonstrado em estudos anteriores (Assunção et al., 2012; Delben et al., 2011; Kano et al., 2006).

3.2.1 Randomização

Cada espécime foi nomeado de acordo com o grupo ao qual pertence e numerado de 1 a 12. A randomização dos mesmos quanto à ordem a ser seguida no ensaio foi determinada por meio de um software (*Random Allocation 2.0, Developer Mahmood Saghaei - Freeware, Iran*).

3.3 Ensaio Mecânico

Em uma máquina de ensaios universal (Emic – DL 3000[®], equipamentos e sistemas de ensaios Ltda, São José dos Pinhais, PR, Brasil) equipada com célula de carga de 200N (Newtons) e ajustada para operar com velocidade constante de 5 mm/min, foram conduzidos ensaios mecânicos de tração a fim de avaliar a retenção friccional em função da angulação das paredes internas do cone e da presença ou não do indexador em diferentes conjuntos implante/pilar protético.

3.3.1 Retenção Friccional por Meio de Teste de Tração

O ensaio de tração consiste na aplicação de uma força de tração axial em um corpo de prova padronizado, promovendo a deformação do material na direção do esforço, que tende a alongá-lo até fraturar. Devido à facilidade de execução e reprodutibilidade dos resultados, este ensaio é amplamente utilizado (Suzuki et al., 2013).

Assim, esse ensaio foi utilizado a fim de avaliar a força máxima (FM) necessária para separação pilar/implante, sem o parafuso de retenção, proporcionando informações acerca da maior ou menor retenção friccional entre os conjuntos testados.

No presente projeto, 48 espécimes (12 espécimes de cada conjunto implante/pilar com indexador) e mais 48 espécimes (12 de cada conjunto implante/pilar sem indexador) foram montados. Cada espécime foram acoplados a um dispositivo metálico pré-fabricado e posicionado verticalmente às garras (Figura 3A) conforme a ordem de randomização pré estabelecida, mencionada no item 3.2.1.

Os parafusos de retenção dos pilares receberam o torque indicado pelo fabricante (20 N.cm). Em seguida, os parafusos foram removidos utilizando-se os mesmos dispositivos usados para a aplicação do torque, porém, acionado em sentido contrário. Sequencialmente, esses conjuntos foram posicionados verticalmente por meio de garras na máquina de ensaio universal, calibrada da mesma maneira para todos os espécimes, de tal forma que as garras sempre pressionassem no mesmo ponto e com a mesma intensidade. Assim, o equipamento foi acionado exercendo força de tração a uma velocidade constante de 5 mm/min, axialmente ao longo eixo do conjunto, tracionando o pilar até que este se deslocasse do implante (Figura 3B e 3C).

Ressalta-se que os ensaios realizados sempre foram executados pelo mesmo operador previamente calibrado. Este estudo foi concebido como uma análise *in vitro* da inserção de remoção da força de atrito sobre pilares em implantes cone Morse. O tamanho da amostra foi calculado de acordo com a média e desvio padrão (SD) e o nível de significância foi de 5%, considerando um poder estatístico de 95%.

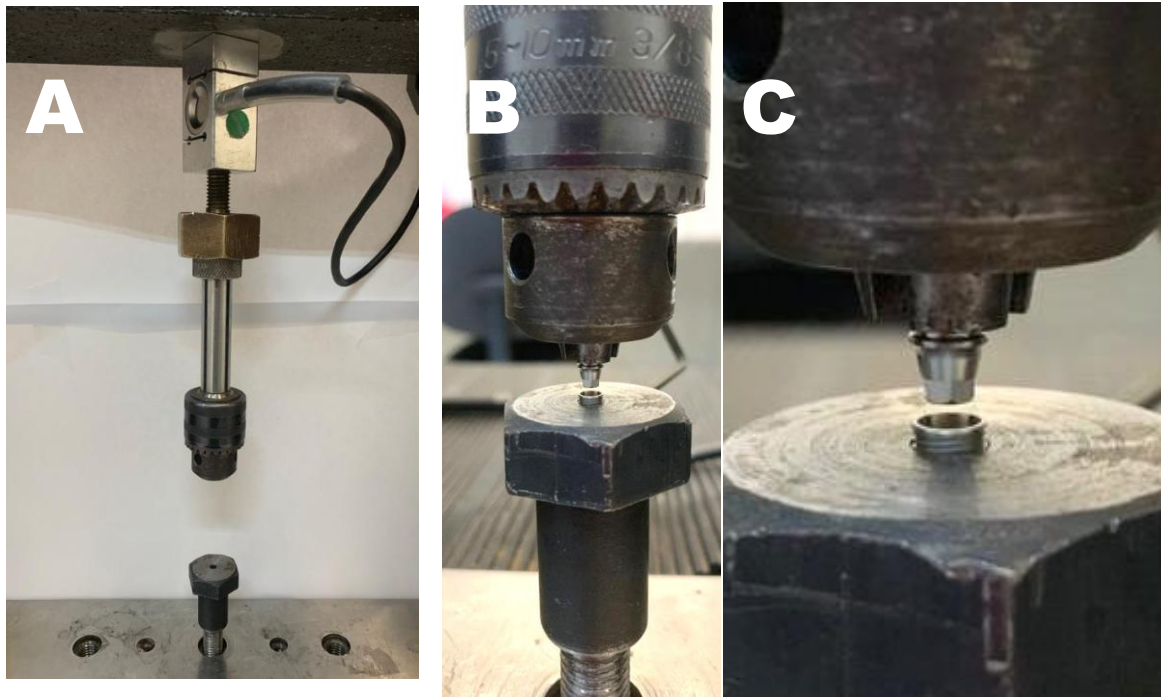


Fig. 3A. Dispositivos preparados para dar início ao ensaio de tração do conjunto implante/pilar na máquina de ensaios universais equipada com célula de carga de 200N. Figura 3B - Implante acoplado no dispositivo metálico pré-fabricado e o pilar protético preso às garras do dispositivo. Figura 3C - Vista aproximada da figura 3B.

RESULTADOS

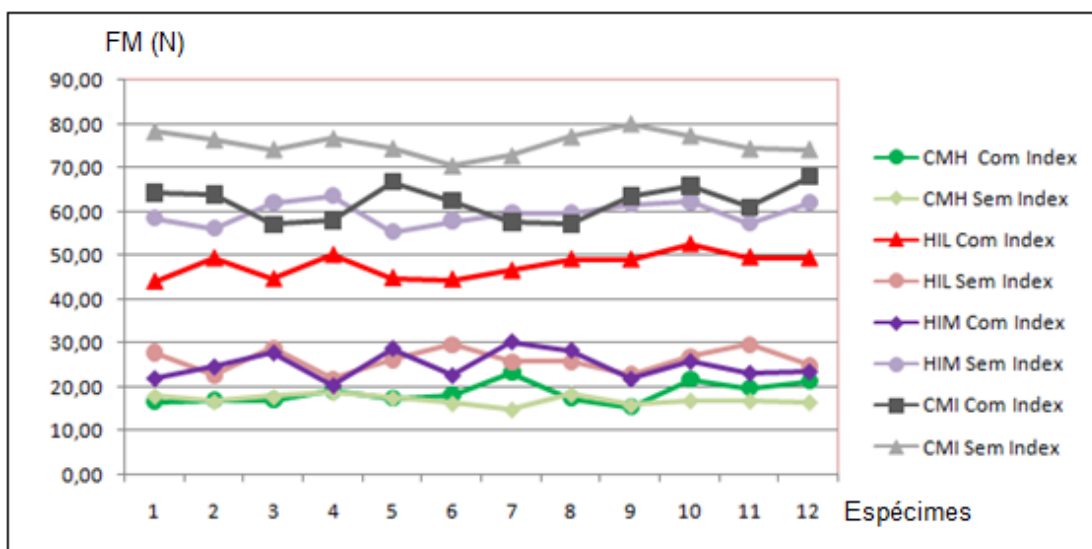
4 RESULTADOS

Os valores obtidos para o deslocamento de cada pilar foram tabulados e submetidos às análises estatísticas apropriadas a fim de compará-los entre os grupos do estudo. Na Tabela 3 e no Gráfico 1, encontram-se os valores de FM necessários para desacoplar cada espécime de cada grupo após teste de tração para avaliação da retenção friccional do conjunto pilar/implante.

Tabela 3 Tabela dos valores de Força Máxima (em N) obtidos para cada espécime de cada grupo após o teste de tração para avaliação da retenção friccional com média e desvio padrão (SD).

Força máxima (N)	CMH Com Index	CMH Sem Index	HIL Com Index	HIL Sem Index	HIM Com Index	HIM Sem Index	CMI Com Index	CMI Sem Index
1	16,59	18,02	44,10	27,98	21,95	58,66	64,29	78,18
2	16,86	16,66	49,52	22,62	24,59	55,96	63,88	76,41
3	17,07	17,81	44,71	28,80	27,77	62,26	57,24	74,18
4	19,17	18,76	50,26	22,01	20,32	63,68	58,19	76,62
5	17,41	17,54	44,98	26,42	28,79	55,35	66,79	74,38
6	18,29	16,25	44,64	29,67	22,62	57,92	62,59	70,45
7	23,23	14,83	46,67	25,94	30,28	59,75	57,78	72,69
8	17,41	18,42	49,25	25,88	28,38	59,68	57,38	77,02
9	15,44	15,85	49,18	22,89	21,81	61,58	63,61	79,94
10	21,81	16,93	52,70	26,96	25,81	62,32	65,85	77,30
11	19,78	16,86	49,72	29,74	23,17	57,24	61,10	74,31
12	21,34	16,53	49,52	24,93	23,44	62,26	67,95	74,18
MEDIA	18,70	17,04	47,94	26,15	24,91	59,72	62,22	75,47
SD	2,40	1,13	2,79	2,67	3,23	2,74	3,83	2,59

Gráfico 1 Gráfico esquematizando os valores de Força Máxima (em N) obtidos para cada espécime de cada grupo após o teste de tração para avaliação da retenção friccional.



4.1 Desenho do estudo

Após a obtenção dos valores registrados na Máquina Universal de Ensaios e a transmissão deles ao programa TESC Emic[®] (Test Script, SP, Brasil), foi possível observar, neste estudo, a FM necessária para desacoplar o conjunto pilar/implante.

Os resultados não representam o momento de ruptura entre o pilar protético e o implante, mesmo porque tal fato não ocorreu durante os testes.

4.2 Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas utilizando o software Sigma Plot (SYSTAT Software, Chigaco, US). Dada a distribuição normal ($p > 0.05$) dos dados avaliados pelo teste de Shapiro-Wilk para todos os 8 grupos analisados, foi realizada a análise estatística paramétrica pela Anova 2 fatores com pós teste de Tukey.

A Tabela 3 mostra os valores originais, médias e desvios padrões dos valores de FM necessários para desacoplar cada espécime de cada grupo após teste de tração para avaliação da retenção friccional do conjunto pilar/implante através da presença ou não do indexador e dos diferentes modelos estudados.

Na comparação intra-grupos (mesmos modelos com e sem *index*), apenas no modelo CMH a presença do *index* não influenciou a retenção friccional do conjunto pilar/implante ($17,04 \pm 1,13N$ e $18,70 \pm 2,40N$). Para os modelos HIM e CMI, a presença do *index* prejudicou a retenção friccional ($59,72 \pm 2,74N$ para $24,91 \pm 3,23N$) e ($75,47 \pm 2,59N$ para $62,22 \pm 3,83N$), respectivamente. E, no caso do HIL, a presença do *index* foi benéfica para retenção friccional ($26,15 \pm 2,67N$ para $47,94 \pm 2,79N$) (Tabela 4).

Na avaliação entre os diferentes modelos independente da presença ou não do *index*, os menores valores foram encontrados para o grupo CMH com diferença estatística para os demais, assim como os maiores valores de resistência friccional foram obtidos para o grupo CMI ($p < 0,05$), enquanto que os modelos HIL e HIM apresentaram resultados intermediários sem diferença estatística entre si ($p > 0,05$).

E, por fim, na análise em função da presença ou não do *index*, independente do modelo de conexão, houve diferença estatisticamente relevante ($p < 0,05$), sendo que a presença do *index*, de maneira geral, diminuiu a FM necessária para o desacoplamento entre pilar e implante quando comparado aos conjuntos sem *index*.

Tabela 4 Média e desvio padrão da Força Máxima (N) necessária para desacoplar o conjunto pilar/implante dos grupos CMH, HIL, HIM e CMI através da presença ou não do indexador. Letras distintas, maiúsculas nas linhas e minúsculas nas colunas, indicam diferença estatística ($p < 0,05$).

	CMH	HIL	HIM	CMI
Com <i>index</i>	18,70 $\pm$ 2,40 Da	47,94 $\pm$ 2,79 Ba	24,91 $\pm$ 3,23 Cb	62,22 $\pm$ 3,83 Ab
Sem <i>index</i>	17,04 $\pm$ 1,13 Da	26,15 $\pm$ 2,67 Cb	59,72 $\pm$ 2,74 Ba	75,47 $\pm$ 2,59 Aa

DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

De posse dos resultados do presente estudo constatou-se que a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que diferentes angulações dos modelos de conexões cone Morse avaliadas e a presença do indexador influenciaram a retenção friccional entre o pilar protético e o implante.

Diferentes interfaces entre implantes e pilares protéticos foram desenvolvidas com o objetivo de alcançar melhor desempenho diante de cargas oclusais funcionais que proporcionem longevidade clínica (Aguirrebeitia et al., 2013; Zielak et al., 2011). Os implantes cone Morse proporcionam melhor adaptação entre o pilar e o implante e eliminam os espaços entre eles, reduzindo os níveis de reabsorção óssea peri-implantar e minimizando os micromovimentos entre as partes. O afrouxamento do conjunto pilar/implante é menos frequente em conexões CM em comparação com outros tipos de conexões (Aguirrebeitia et al., 2013; Mangano et al., 2009; Zielak et al., 2011; Zipprich et al., 2018), sendo um sistema que apresenta altas taxas de sucesso (Dibart et al., 2005).

Originalmente, a interface do implante CM e seu pilar não apresentava nenhum tipo de sistema antirrotacional. Posteriormente, foi inserido nessa conexão um encaixe, conhecido como *index* protético, sendo especialmente usado no caso de implantes unitários em que a inserção da prótese deve ser guiada para um posicionamento específico que proporcione encaixe estético perfeito. Os pilares indexados são do tipo parafuso passante, que mostra a posição da prótese em relação ao implante, não permitindo a modificação da inserção protética (Sartori et al., 2008).

Esse indexador adicionado no interior dos cones dos implantes pode ser do tipo hexágono interno ou entalhe no cone, por exemplo. Com essas características, a instalação cirúrgica é realizada com a tecnologia denominada “torque interno”, permitindo que os implantes sejam instalados com maior segurança e rapidez, proporcionando maior versatilidade protética ao sistema (Perriard et al., 2002). No entanto, ainda não está claro se a presença do indexador diminui a resistência mecânica dos implantes CM, devido à redução da espessura da parede de titânio. Assim, esse novo perfil pode criar zonas com acúmulo de tensões que podem comprometer a longevidade dos mesmos.

Os fabricantes adicionaram um indexador protético interno nos implantes CM e um indexador positivo nos pilares a fim de melhorar a inserção dos mesmos, facilitar o posicionamento dos componentes protéticos e impedir a rotação do pilar em casos unitários. Entretanto, pilares sem o indexador podem ser instalados em implantes com indexador, e vice-versa, desde que os cones sejam compatíveis. Nestas condições, o maior espaço vazio entre o implante e pilar, e a diminuição da superfície de contato pode reduzir a resistência, a estabilidade e provocar falhas da junção pilar/implante (Perriard et al., 2002).

No presente trabalho foram testados conjuntos do mesmo modelo, de modo que pilares com *index* foram instalados em seus respectivos implantes com *index*, e pilares sem *index* em seus implantes sem *index*, para evitar vieses do tipo mencionado anteriormente. Tendo em vista todas essas preocupações relatadas com a adição do indexador e sua possível influência no efeito cone Morse, além da variação da angulação cônica interna nos diferentes modelos de implantes, a presente pesquisa buscou respostas para essas questões.

Resende et al. (2015) e Zancopé et al. (2017) avaliaram se a inclusão do *index* poderia afetar o vedamento bacteriano e a resistência do implante, uma vez que resulta na diminuição da área de contato na porção cônica implante/pilar. A partir de metodologias para avaliação de microinfiltração bacteriana e de resistência à fratura, os autores observaram que a presença do *index* não comprometeu o desempenho de implantes CM. De acordo com os resultados obtidos em estudos laboratoriais, pôde-se concluir que: 1- O diâmetro influenciou a deformação nas paredes externa e interna na região cervical de implantes CM; 2- A presença de indexador protético no fim do cone interno de implantes CM não teve influência na infiltração bacteriana sob carregamento estático; 3- A presença de indexador protético no fim do cone interno de implante CM não reduziu a sua resistência à fratura; 4- Na simulação de pré-carga em implantes CM não foi encontrada nenhuma diferença na distribuição das tensões ao longo da junção pilar/implante para ambos os métodos utilizados para simular essa condição; 5- Um milhão de ciclos de fadiga com carga aplicada axialmente fora do longo eixo do implante não influenciou negativamente a integridade do implante CM montado com componente protético de parafuso passante (Resende et al., 2015; Zancopé et al., 2017).

Os resultados do presente trabalho confirmaram que quanto maior o ângulo cônico, menor a retenção friccional, como no caso do modelo CMH, que apresenta

angulação do cone de 40°. Esse mesmo modelo de implante, quando comparado com os demais, foi o que apresentou uma das menores áreas de contato entre a região interna do implante na região cervical de encaixe com o pilar e a região do *index* do pilar protético (12,30 mm²), acarretando na diminuição da área cônica de contato entre o implante e o pilar, o que influenciou na estabilidade mecânica do conjunto, resultando nos menores valores de força máxima na análise de retenção friccional por meio de teste de tração, como mostrado na Tabela 4 na Sessão 4 de Resultados.

No mesmo sentido, quanto menor o ângulo das paredes internas do implante na região do cone e maior a área de contato do cone do pilar e do cone do interior do implante, maior a retenção friccional, fato que foi comprovado pelos resultados do nosso estudo, em que o modelo CMI, que possuía o menor ângulo cônico, de 11,5°, apresentou os maiores valores de FM necessários para desacoplar o conjunto pilar/implante, bem como possuía uma das maiores áreas de contato entre o pilar e o implante, 14,42mm², conforme demonstrado na Figura 2 na Sessão 3 de Materiais e Métodos.

Desde a preparação dos espécimes, o operador previamente calibrado notou que, durante a montagem do conjunto, o grupo CMI apresentava uma justaposição que proporcionava um travamento friccional muito grande com força manual aplicada, fato que pode ser explicado pela maior e mais íntima área de contato nesse modelo, em conformidade com o que foi expresso no parágrafo anterior.

E, também, infere-se que o processo de fabricação pode, por sua vez, ter contribuído nesse aspecto, pois há uma série de variáveis de influência na tolerância dimensional do produto final de peças fabricadas por usinagem (Kumar et al., 2006).

Conexões cônicas por si só apresentam um design interno que, durante a instalação do pilar protético junto ao implante, promovem uma íntima adaptação entre as superfícies sobrepostas, adquirindo uma resistência mecânica semelhante a uma peça única, o que melhora as propriedades mecânicas e a estabilidade do pilar protético, evitando seu afrouxamento e mantendo alta resistência à força de separação, devido à manutenção do coeficiente de fricção entre os componentes, o que garante excelente estabilidade protética (Aloise et al., 2010; Coppédê et al., 2009; Merz et al., 2000).

Em geral, a conexão pilar/implante pode ser fornecida por um parafuso de retenção, um ajuste de interferência cônico ou uma combinação desses dois

métodos; esta solução de combinação é denominada por alguns como um pilar aparafusado integrado cônico. Três fatores principais que afetam o valor da força de remoção do conjunto são: a pré-carga do parafuso da conexão, o ângulo de conicidade e o coeficiente de atrito (Norton, 1999).

Em um acoplamento cônico no qual o cone interno é forçado contra o externo por meio de uma força de compressão, o cone interno pode ficar preso ou travado. Se for esse o caso, uma força extrativa terá que ser aplicada para separar ambos os elementos. A partir de uma equação de equilíbrio estático, demonstra-se que este fenômeno de cunha ocorre se a tangente de α ($\tan\alpha$) for menor que o coeficiente de atrito entre as partes acopladas (μ) ($\tan\alpha < \mu$) (Bozkaya and Müftü, 2003).

Em um sistema de implante cônico, o implante é o cone externo, o pilar é o cone interno e a força de compressão é fornecida pela pré-carga do parafuso. Assim, caso o pilar tivesse que ser extraído, o valor de α teria um papel importante na magnitude da força de tração necessária. Nesse sentido, os sistemas de implantes cônicos são geralmente classificados em dois tipos. Em conexões CM, em que os semi-ângulos do cone são pequenos (1 a 3 graus), a força de tração pode se tornar enorme dependendo da força de compressão, do semi-ângulo do cone e da rigidez das peças de acoplamento. Já nos sistemas de travamento de cone, o semiângulo do cone é maior (9 a 15 graus), combinando assim um bom desempenho de travamento e uma força de tração moderada (Bozkaya and Müftü, 2003).

A diferença do ângulo cônico na interface implante/pilar influencia a resposta mecânica do implante e, portanto, deve ser considerada como um parâmetro de projeto adicional para este tipo de implante. Os resultados do estudo de Aguirrebeitia et al. (2013), revelam que, independentemente do valor real, uma força consideravelmente grande teria que ser exercida (variando de 65 a 80 N), portanto, cuidados especiais devem ser tomados para a remoção do pilar não danificar a interface implante/osso. O valor ideal deve ser selecionado de forma a minimizar o *microgap* interfacial, o estresse ósseo, a força de remoção e a perda de pré-carga do parafuso sob cargas mastigatórias externas (Aguirrebeitia et al., 2013).

Segundo Bozkaya e Müftü, 2003, durante a inserção do pilar, ocorre deformação elástica com consequente deformação plástica. Os autores afirmam que certo grau de deformação plástica aumenta a força de extração do pilar devido ao aumento da profundidade de inserção e concluem que características mecânicas

das conexões cônicas, como a inserção e forças de remoção além da distribuição de forças pelos pilares dependem do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, dos diâmetros interno e externo dos pilares, da profundidade de inserção do pilar, das propriedades dos materiais e do coeficiente de atrito das superfícies de contato (Bozkaya and Müftü, 2003; Zielak et al., 2011).

Da mesma forma, quanto maior a força de ativação sobre o longo eixo do implante, maior será a retenção por atrito. Portanto, quanto mais força aplicada ao pilar protético, maior a probabilidade de intrusão no implante, tendo assim um contato mais íntimo entre o implante e o pilar e fazendo com que eles atuem fisicamente como se fossem um único corpo, o que pode ser, assim, clinicamente relevante durante a distribuição das cargas mastigatórias (Bozkaya and Müftü, 2003; Moon et al., 2009; Ricciardi Coppedê et al., 2009; Schmitt et al., 2014; Steiner et al., 2009).

As forças mastigatórias nos dentes naturais em condições fisiológicas podem variar de 10 N a 120 N, e as maiores FM variam de 190 N a 290 N em dentes anteriores e de 200 N a 360 N na região dos molares, não levando em consideração hábitos parafuncionais (Moon et al., 2009). Nos implantes de interface cônica, a força de compressão oclusal atua na direção de inserção do pilar, favorecendo a auto-fixação nos implantes (Steiner et al., 2009). Dessa forma, as forças mastigatórias influenciam na retenção do pilar protético ao implante, uma vez que os movimentos de mastigação provocam forças de intrusão/compressão mais expressivas que as de extrusão/tração e lateralidade. Uma fixação contínua dos pilares exclusivamente de fricção ainda pode ocorrer ao longo do tempo (Bozkaya and Müftü, 2003; Zielak et al., 2011). Assim, ressalta-se que forças de remoção dos pilares maior do que a observada no presente estudo podem ser necessárias.

No estudo de Aguirrebeitia et al. (2013) os autores demonstraram que à medida que a diferença do ângulo cônico aumentou, os seguintes efeitos foram observados: a força de remoção e/ou torque necessário para separar o pilar do implante variou ligeiramente, semelhantemente aos presentes resultados; e a perda de pré-carga do parafuso aumentou (Aguirrebeitia et al., 2013). No caso de perda de pré-carga, se as forças mastigatórias alternadas forem grandes o suficiente para gerar um *microgap* na interface de contato cônica, também podem gerar micromovimentos nas roscas das juntas aparafusadas. Esses micromovimentos podem aumentar a perda da pré-carga no parafuso além da perda inicial de pré-

carga inerente, dependente do tempo (Cantwell and Hobkirk, 2004; Ricomini Filho et al., 2010).

Embora o *index* hexagonal não tenha afetado a resistência à tração de pilares CM no estudo de Falcão et al., em 2017, a ciclagem termomecânica aumentou os valores de resistência à tração dos grupos experimentais, independentemente do tipo de pilar. Os autores demonstraram que a carga mecânica dobrou a força de tração necessária para desalojar o pilar do implante. Este achado demonstra que a ciclagem mecânica, nas conexões cônicas eleva a força de resistência à tração, por promover uma maior acomodação entre as superfícies dos componentes cônicos, o que dificulta a separação do conjunto implante/pilar (Falcao et al., 2017). Por essa questão estar bastante sedimentada na literatura, os autores do presente estudo optaram por não realizar análises de simulação da função mastigatória em detrimento de testes que demandavam maior prioridade no momento.

Para Squier et al. (2002) e Dinget al. (2003) as alterações do CM com a inclusão de um componente anti-rotacional (indexador), responsável por uma importante diminuição na área de superfície, não reduziu significativamente a resistência da conexão e não tem efeito deletério na resistência ao “afrouxamento” dos pilares. Por outro lado, De Oliveira Silva et al., em 2017, enfatizaram que a presença do indexador reduz significativamente a força requerida para desalojá-lo do implante, resultados esses que corroboram com nossos achados.

Ademais, no estudo realizado por Michelon et al., em 2019, os autores testaram 20 implantes de conexão cone Morse, de 3,5 mm × 11,0 mm com conexão cônica de ângulo interno de 11,5° e 20 pilares de 4,5 mm × 6,0 mm × 2,5 mm (Neodent) sem e com *index* hexagonal, e concluíram que não houve diferença significativa nos valores de força aplicada e que a incorporação de um *index* interno nos implantes de cone Morse não influenciou a resistência à tração dos pilares, mantendo a sedimentação mecânica do pilar. As cargas cíclicas aumentaram a resistência à tração dos pilares em implantes cone Morse independentemente da presença do *index*; portanto, o uso desse tipo de conexão poderia facilitar o correto posicionamento dos implantes e reduzir as chances de resultados falhos no tratamento (Michelon et al., 2019). O fato de alguns resultados irem de encontro com nossos achados pode ser devido ao ângulo de conicidade, comprimento da área de contato na região do *index* e coeficiente de atrito das superfícies de contato do pilar e implante.

Apesar dos resultados relevantes obtidos em estudos anteriores, poucas investigações têm-se centrado em avaliar o efeito da redução da área cônica em pilares com *index* hexagonal no embricamento mecânico do conjunto pilar/implante cone Morse, uma vez que, nas conexões cônicas, o parafuso possui função secundária na retenção do pilar, e o atrito entre as superfícies dos componentes é o responsável pela efetiva retenção (Merz et al., 2000; Pintinha et al., 2013; Ricciardi Coppedê et al., 2009).

De maneira geral, no estudo de Falcão, em 2017, os valores de resistência à tração dos pilares com *index* hexagonal foram menores quando comparados aos pilares sem índice, nos respectivos períodos de carga mecânica (Falcao et al., 2017), fato que corrobora com nossos achados. A redução da área cônica dos pilares com *index* hexagonal (Ding et al., 2003) e a ausência de precisão micrométrica entre os hexágonos do implante/pilar (Villarinho et al., 2015) pode ter limitado a adaptação das superfícies de contato entre os componentes cônicos, o que resultou em menores valores de resistência à tração nos estudos.

Por fim, são necessários mais estudos *in situ* e *in vivo* de longo prazo que confirmem a relevância clínica de nossos achados, uma vez que estudos *in vitro* podem não representar fielmente essa realidade. Considerando sua complexidade biomecânica, outros estudos devem ser realizados para avaliar a influência da mastigação na força de remoção dos pilares, assim como a microinfiltração na interface pilar/implante com diferentes configurações.

CONCLUSÃO

6 CONCLUSÃO

Considerando a metodologia utilizada, os resultados obtidos e as limitações do estudo *in vitro*, pode-se concluir que de maneira geral a incorporação do indexador influenciou negativamente a retenção friccional dos pilares protéticos. as diferentes angulações dos cones presentes nos modelos avaliados com junções cone Morse também influenciaram os resultados, sendo que quanto maiores as angulações das conexões cone Morse, menores foram os valores de FM necessários para o desalojamento pilar/implante, ou seja, menor foi a retenção friccional dos mesmos.

REFERÊNCIAS

- Abboud, M., Koeck, B., Stark, H., Wahl, G., Paillon, R., 2005. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 20, 61-68.
- Aguirrebeitia, J., Abasolo, M., Vallejo, J., Ansola, R., 2013. Dental implants with conical implant-abutment interface: influence of the conical angle difference on the mechanical behavior of the implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 28, 72-82. <https://doi.org/10.11607/jomi.2775>.
- Aloise, J.P., Curcio, R., Laporta, M.Z., Rossi, L., da Silva, A.M., Rapoport, A., 2010. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants *in vitro*. *Clin. Oral Implants Res.* 21, 328-335. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01837.x>.
- Assunção, W.G., Delben, J.A., Tabata, L.F., Barão, V.A., Gomes, E.A., Garcia Jr., I.R., 2012. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 21, 46-50. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31823fcbce>.
- Bozkaya, D., Müftü, S., 2003. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J. Biomech.* 36, 1649-1658. [http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290\(03\)00177-5](http://dx.doi.org/10.1016/s0021-9290(03)00177-5).
- Cantwell, A., Hobkirk, J. A., 2004. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 19, 124-132.
- Coppedê, A.R., Bersani, E., de Mattos, M., Rodrigues, R.C., Sartori, I.A., Ribeiro, R.F., 2009. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an *in vitro* study. *Int. J. Prosthodont.* 22, 283-286.
- Covani, U., Marconcini, S., Crespi, R., Barone, A., 2006. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent.* 15, 298-304. <http://dx.doi.org/10.1097/01.id.0000226823.58425.19>.
- de Oliveira Silva, T.S., Mendes Alencar, S.M., da Silva Valente, V., de Moura, C., 2017. Effect of internal hexagonal *index* on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J. Prosthet. Dent.* 117, 621-627. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.07.02>.
- De Souza, G.A., Andrade, A.O., Carvalho, M.C.G., Campos, R.M., Chaia, W., 2016. Platforms In dental implants: a parallel between of internal hexagon implants, external hexagon and Morse taper connection. *Ciênc. Atual.* 7, 2-14.
- Delben, J.A., Gomes, E.A., Barão, V.A., Assunção, W.G., 2011. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 26, 251-256.

Dibart, S., Warbington, M., Su, M.F., Skobe, Z., 2005. *In vitro* evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*.20, 732-737.

Ding, T.A., Woody, R.D., Higginbottom, F.L., Miller, B.H., 2003. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*18, 865–872.

Falcao, D.F., Moura, W.L., Valente, S.V., Silva, T.S.O., Carvalho, R.R.N., Moura, C.D.V.S., 2017. Resistência à tração da conexão implante/pilar cone Morse com e sem index hexagonal, submetidos à ciclagem termomecânica. In: XII Congresso Internacional de Odontologia do Piauí, 2017, Teresina. p. 100-101.

Freitas, R., Maia, P., Manfrin, T.M., Araújo, R.I.S.A., Gallardo, D.A.P., Amaral, R.M., Jourdan, M.R., Catalan, C.A., 2014. Morse cone with *index*: the evolution the Morse cone. *Innov. Implant J. Biomater. Esthet*.8, 37-43.

Gil, F.J., Herrero-Climent, M., Lázaro, P., Rios, J.V., 2014. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J. Mater. Sci. Mater. Med*.25, 1825-1830. <https://doi.org/10.1007/s10856-014-5211-7>.

Hernigou, P., Queinnec, S., Flouzat Lachaniette, C.H., 2013. One hundred and fifty years of history of the Morse taper: from Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *Int. Orthop*.37, 2081-2088. <http://dx.doi.org/10.1007/s00264-013-1927-0>.

Kano, S.C., Binon, P., Bonfante, G., Curtis, D.A., 2006. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J. Prosthodont*.15, 77-81. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00078.x>.

Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Murakami, H., Igeta, S., 2013. Evaluating the dynamic behavior of taper joint implants under different loading conditions: a transient dynamic finite element analysis. *Int. J. Oral Med. Sci*.12, 105-111. <http://dx.doi.org/10.5466/ijoms.12.105>.

Kumar, A.S., Raja Durai, A., Sornakumar, T., 2006. Wear behaviour of alumina based ceramic cutting tools on machining steels. *Tribol. Int*. 39, 191-197. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2005.01.021>.

Maeda, Y., Satoh, T., Sogo, M., 2006. *In vitro* differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J. Oral Rehabil*.33, 75-78. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x>.

Mangano, C., Mangano, F., Piattelli, A., Iezzi, G., Mangano, A., La Colla, L., 2009. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin. Oral Implants Res*.20, 254-261. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01649.x>.

Merz, B.R., Hunenbart, S., Belser, U.C., 2000. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 15, 519-526.

Michelon, M., Milanos, E., Lourenço, E.V., Telles, D.M., 2019. Do oblique cyclic loads influence the tensile strength of different Morse taper connection abutments? *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 34, 1047-1052. <http://dx.doi.org/10.11607/jomi.7506>.

Michelon, M., Milanos, E., Lourenço, E.V., Telles, D.M., 2019. Do oblique cyclic loads influence the tensile strength of different Morse taper connection abutments? *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 34, 1047-1052. <https://doi.org/10.11607/jomi.7506>.

Moon, S.J., Kim, H.J., Son, M.K., Chung, C.H., 2009. Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *J. Adv. Prosthodont.* 1, 97-101. <https://doi.org/10.4047/jap.2009.1.2.97>.

Nentwig, G.H., 2004. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J. Oral Implantol.* 30, 171-177. [http://dx.doi.org/10.1563/1548-1336\(2004\)30<171:TAISCA>2.0.CO;2](http://dx.doi.org/10.1563/1548-1336(2004)30<171:TAISCA>2.0.CO;2).

Norton, M.R., 1999. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J. Prosthet. Dent.* 81, 159-166. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70243-x](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70243-x).

Oliscovicz, N.F., Shimano, A.C., Lepri, C.P., Reis, A.C., Marcantonio Junior, E., 2011. Effect of design and surface treatment on primary stability of dental implants. *Innov. Implant J. Biomater. Esthet.* 6, 9-15.

Perriard, J., Wiskott, W.A., Mellal, A., Scherrer, S.S., Botsis, J., Belser, U.C., 2002. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors: a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin. Oral Implants Res.* 13, 542-549. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130515.x>.

Pintinha, M., Camarini, E.T., Sábio, S., Pereira, J.R., 2013. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J. Prosthet. Dent.* 110, 383-388. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.007>.

Resende, C.C., Castro, C.G., Pereira, L.M., Prudente, M.S., Zancopé, K., Davi, L. R., Penatti, M.P., Neves, F.D., 2015. Influence of the prosthetic index into Morse taper implants on bacterial microleakage. *Implant Dent.* 24, 547-551. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000284>.

Ricciardi Coppedê, A., de Mattos, M., Rodrigues, R.C., Ribeiro, R.F., 2009. 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.* 20, 624-632. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01690.x>.

Ricomini Filho, A.P., Fernandes, F.S., Straioto, F.G., da Silva, W.J., Del Bel Cury, A.A., 2010. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment

connection systems. Braz. Dent. J. 21, 123-129. <https://doi.org/10.1590/s0103-64402010000200006>.

Sartori, I.M., Bernardas, S.R., Molinari, A., Hermann, C., Thomé, G., 2008. Intermediates for Morse Taper implants: selection and use. J. Ilapeo. 2, 96-104.

Scarano, A., Assenza, B., Piattelli, M., Iezzi, G., Leghissa, G.C., Quaranta, A., Tortora, P., Piattelli, A., 2005. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. J. Oral Implantol. 31, 269-275. <http://dx.doi.org/10.1563/753.1>.

Schmitt, C.M., Nogueira-Filho, G., Tenenbaum, H.C., Lai, J.Y., Brito, C., Döring, H., Nonhoff, J., 2014. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. J. Biomed. Mater. Res. A 102, 552-574. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.34709>.

Silva, J.M., Sobral, B.S., Cabral, C.T., Souza, C.M.S., Fonseca, R.R.S., Ramacciato, J.C., 2021. Evaluation of tensile strength after insertions and removals of abutments on frictional Morse taper implants. Int. J. Odontostomatol. 15, 356-362.

Squier, R.S., Psoter, W.J., Taylor, T.D., 2002. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. Int. J. Oral Maxillofac. Implants 17, 24-27.

Steiner, M., Mitsias, M.E., Ludwig, K., Kern, M., 2009. *In vitro* evaluation of a mechanical testing chewing simulator. Dent. Mater. 25, 494-499. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.09.010>.

Suzuki, T.Y., Godas, A.G., Guedes, A.P., Catelan, A., Pavan, S., Briso, A.L., Santos, P.H., 2013. Microtensile bond strength of resin cements to caries-affected dentin. J. Prosthet. Dent. 110, 47-55. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60339-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60339-X).

Tang, C. L., Zhao, S. K., Huang, C., 2017. Features and advances of Morse taper connection in oral implant. Chinese J. Stomatol. 52, 59-62. <http://dx.doi.org/10.3760/cma.j.issn.1002-0098.2017.01.014>.

Torcato, L.B., Tessarin, G.W.L., Falcón-Antenucci, R.M., Lemos, C.A.A., Pellizzer, E.P., 2016. Stress analysis in different implant/abutment connections. Rev. Cir. Traumatol. Buco-maxilo-fac. 16, 7-12.

Ugurel, C.S., Steiner, M., Isik-Ozkol, G., Kutay, O., Kern, M., 2015. Mechanical resistance of screwless Morse taper and screw-retained implant-abutment connections. Clin. Oral Implants Res. 26, 137-142. <https://doi.org/10.1111/clr.12303>.

Varise, C.G., Abi-Rached, F.O., Messias, A.M., Neves, F.D., Segalla, J.C.M., Reis, J.M.S.N., 2015. Morse Taper System and platform switching abutment application. Rev. Bras. Odontol. 72, 56-61.

Villarinho, E.A., Cervieri, A., Shinkai, R.S., Grossi, M.L., Teixeira, E.R., 2015. The effect of a positioning *index* on the biomechanical stability of tapered implant-

abutment connections. J. Oral Implantol. 41, 139-143. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-0024>.

Yao, K.T., Chen, C.S., Cheng, C.K., Fang, H.W., Huang, C.H., Kao, H.C., Hsu, M.L., 2018. Optimization of the conical angle design in conical implant-abutment connections: a pilot study based on the finite element method. J. Oral Implantol., 44, 26-35. <http://dx.doi.org/10.1563/aaid-joi-D-17-00149>.

Zancopé, K., Dias Resende, C.C., Castro, C.G., Salatti, R.C., Domingues das Neves, F., 2017. Influence of the prosthetic *index* on fracture resistance of Morsetaper dental implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants. 32, 1333-1337. <https://doi.org/10.11607/jomi.4658>.

Zielak, J.C., Rorbacker, M., Gomes, R., Yamashita, C., Gonzaga, C.C., Giovanni, A.F., 2011. *In vitro* evaluation of the removal force of abutments in frictional dental implants. J. Oral Implantol. 37, 519-523. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-09-00106.1>.

Zipprich, H., Weigl, P., Ratka, C., Lange, B., Lauer, H.C., 2018. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. Clin. Implant Dent. Relat. Res. 20, 814-823. <https://doi.org/10.1111/cid.12651>.

ANEXO A – Comitês de Ética

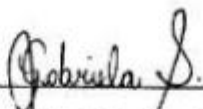


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Aracatuba



05 de julho de 2022

Por intermédio do presente, informamos que o trabalho intitulado "Comparação da retenção friccional pilar/implante em diferentes junções cone Morse," que se encontra dentro da Linha de Pesquisa "Fundamentos de Prótese Dentária" e do Projeto de Pesquisa "Comportamento mecânico, microbiológico e biocompatibilidade de próteses implanto-suportadas", da aluna do curso de Mestrado, Gabriela Sumie Yaguinuma Gonçalves, do Programa de Pós-Graduação em Odontologia - Área de Prótese Dentária, não necessita do Certificado do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) nem do Certificado do Comitê de Ética na Experimentação Animal (CEEA) por se tratar de um estudo *in vitro*.



Gabriela Sumie Yaguinuma Gonçalves
Orientada



Prof. Dr. Wílky Gonçalves Assunção
Orientador