



UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JOSÉ ROBERTO DE FREITAS

**AVALIAÇÃO DO DESLOCAMENTO AXIAL E PERDA DE TORQUE
DE PILARES PROTÉTICOS TIPO MORSE, DE DIFERENTES
CONICIDADES ANGULARES, AOS SEUS RESPECTIVOS IMPLANTES**

RIBEIRÃO PRETO

2023

José Roberto de Freitas

**AVALIAÇÃO DO DESLOCAMENTO AXIAL E PERDA DE TORQUE
DE PILARES PROTÉTICOS TIPO MORSE, DE DIFERENTES
CONICIDADES ANGULARES, AOS SEUS RESPECTIVOS IMPLANTES**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo

RIBEIRÃO PRETO

2023

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento
Técnico da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

FREITAS, José Roberto de, 1962-
F866a Avaliação do deslocamento axial e perda de torque de pilares
protéticos tipo morse, de diferentes conicidades angulares, aos seus
respectivos implantes / José Roberto de Freitas. – Ribeirão Preto, 2023.
53 f. : il. color.

Orientador: Prof. Dr. Edson Alfredo.

Tese (Doutorado) - Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP,
Doutorado em Odontologia, 2023.

1. Implantodontia. 2. Pilar cônico. 3. Implante dentário. II. Título.

CDD 617.6

JOSÉ ROBERTO DE FREITAS

**AVALIAÇÃO DO DESLOCAMENTO AXIAL E PERDA DE TORQUE DE
PILARES PROTÉTICOS TIPO MORSE, DE DIFERENTES CONICIDADES
ANGULARES, AOS SEUS RESPECTIVOS IMPLANTES**

Tese de Doutorado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia da Universidade de Ribeirão
Preto para obtenção de título de Doutor em
Odontologia.

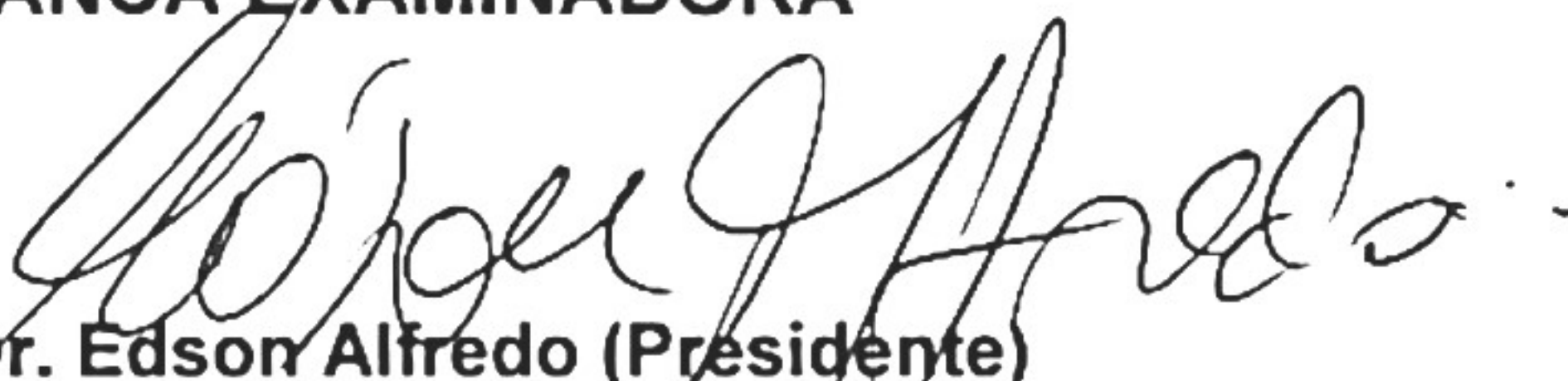
Orientador(a): Prof. Dr. Edson Alfredo

Área de concentração: Implantodontia

Data de defesa: 20 de outubro de 2023

Resultado: APROVADO

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Edson Alfredo (Presidente)

Professor Titular do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto
(UNAERP)



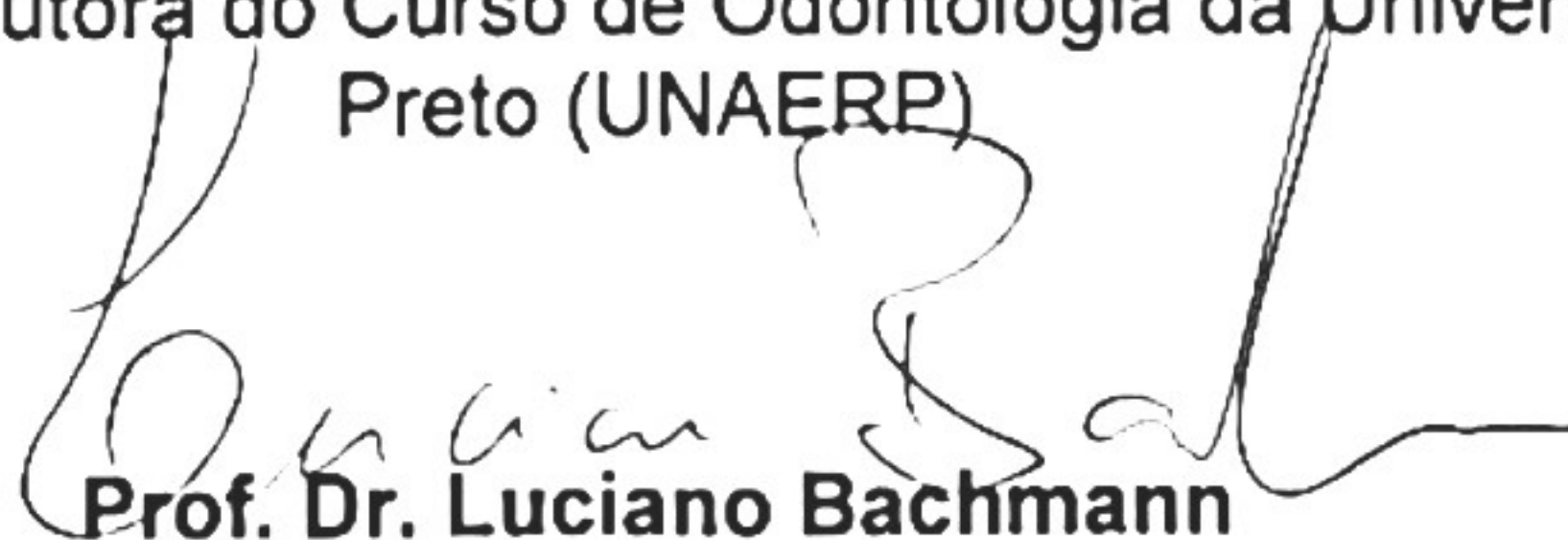
Prof. Dra. Erica Alves Gomes

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão
Preto (UNAERP)



Prof. Dra. Mariana Lima da Costa Valente

Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da Universidade de Ribeirão
Preto (UNAERP)



Prof. Dr. Luciano Bachmann

Professor Associado da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo (USP)



Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Professor Associado da Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade
Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP)



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisas em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, com a colaboração do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP) e do Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), com apoio financeiro da Universidade de Ribeirão Preto – Programa de Capacitação Docente e Técnico-Administrativo.

DEDICATÓRIAS

A **Deus**, que no corre-corre da nossa vida diária tantas vezes esquecemos de agradecer.

Aos meus pais **Wanderley de Freitas** “in memoriam” e **Esmeralda Paro de Freitas**, exemplos de carinho, paciência e incentivo, orgulhando-se das minhas conquistas.

À minha esposa **Ana Cristina Martins Alves Freitas** e meus filhos **Julia Alves de Freitas** e **Pedro Alves de Freitas**, agradeço pelo carinho e compreensão pelas minhas ausências do nosso convívio familiar.

Ao meu irmão **José Wanderley de Freitas**, companheiro e um exemplo de profissional, à minha cunhada **Rosana Luzia Rodrigues Gomes Freitas** e sobrinhos **João Vitor Gomes de Freitas** e **Gabriela Gomes de Freitas Catan**, agradeço pelo incentivo constante em minha trajetória.

AGRADECIMENTOS

À **Universidade de Ribeirão Preto** pela oportunidade de poder concretizar esse sonho.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa**, por toda gentileza, calma para nos orientar, mesmo com uma vida extremamente corrida.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Edson Alfredo**, a quem atribuo o maior respeito e grande admiração como pessoa e profissional. Agradeço pela confiança em mim depositada, pela dedicação em transmitir parte de seu valioso conhecimento para que eu pudesse cumprir com esse objetivo e pela sua ajuda incondicional na orientação desta tese.

Ao **Corpo Docente** do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto pelos valiosos ensinamentos e apoio incondicional na realização desse trabalho.

Ao **Prof. Dr. João Felipe Bonatto Bruniera** pela colaboração no desenvolvimento desta pesquisa e compartilhamento dos seus conhecimentos.

Ao **Prof. Dr. Silvio Rocha Corrêa da Silva** pela atenção, ensinamentos e ajuda na análise estatística.

À **Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris Rivera** por ter colaborado com este trabalho e ter me atendido de forma tão cordial e atenciosa.

À **Profa. Dra. Mariana Lima da Costa Valente** por ter colaborado na elaboração da parte textual.

À **Profa. Dra. Érica Gomes Alves** por compartilhar sugestões relevantes para esta pesquisa.

Ao **Prof. Dr. Paulo Esteves de Faria**, agradeço o apoio, atenção e a disponibilidade em me auxiliar sempre que precisei.

À colega e Doutoranda **Elizabeth Brazão**, meus agradecimentos pelo auxílio na realização da parte experimental.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP, por ter disponibilizado as dependências do Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), para a realização de parte experimental deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Carlos José Soares e à Profa. Dra. Priscilla Barbosa Ferreira Soares**, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, por terem compartilhado as dependências do Centro de Pesquisa em Biomecânica, Biomateriais e Biologia Celular, para a realização de parte experimental deste trabalho.

À **Dra. Ana Paula Macedo**, engenheira, especialista de Laboratório do Departamento de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), pela disponibilidade em me orientar no uso da máquina de ciclagem termomecânica.

Ao **técnico Edson Volta** pelo acompanhamento na realização dos testes de ciclagem termomecânica, junto ao Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP).

À equipe do **Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI)** – Campinas-SP, que me recebeu muito bem e se prontificou em auxiliar no desenvolvimento desta pesquisa.

À **Universidade de Ribeirão Preto** pelo auxílio financeiro para a realização do Doutorado.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o deslocamento axial e perda de torque de pilares protéticos com conexão tipo Morse de diferentes conicidades angulares, após ciclagem termomecânica, por meio de microtomografia computadorizada (μ CT) e torquímetro digital, respectivamente. No delineamento experimental adotou-se, como fatores de variação, 3 implantes de mesmo diâmetro (3,5 mm) e comprimento (11,5 mm), com conexões tipo Morse de diferentes conicidades angulares (ACM= 11,5° - Alvim Cone Morse, HGM=16,0° - Helix Gran Morse e NRC=24,0° - Nobel Replace Conical Connection), com seus respectivos parafusos passantes e coroa unitária de zircônia. Os implantes (n=6) foram incluídos em cilindros de PVC e os pilares foram instalados com torque recomendado pelo fabricante e, após 10 min, foi mensurado o valor do destorque inicial. Foram confeccionadas coroas protéticas em zircônia monolítica, por meio do sistema CAD/CAM, simulando um canino superior, e cimentadas sobre os pilares com cimento provisório. Os três conjuntos foram microtomografados e com as imagens foram obtidas a distância entre a plataforma do implante e o término da cinta do pilar protético, antes e após a ciclagem termomecânica, para possibilitar o cálculo do deslocamento axial dos pilares em relação aos implantes. Para a realização da ciclagem termomecânica foi utilizada máquina de fadiga mecânica por mastigação, com aplicação de força de 100 N, inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante na região do cingulo da coroa, 1.000.000 de ciclos e frequência de 2,0 Hz. Após a realização da ciclagem termomecânica, os conjuntos implante/pilar/corona foram novamente microtomografados e, em seguida, suas coroas removidas para executar o destorque final e cálculo da perda de torque dos pilares. Verificada a normalidade da distribuição amostral dos fatores, foi aplicado o teste paramétrico de Análise de Variância, ANOVA a um fator, e teste post-hoc de Tukey, com nível de significância de 5%. Os resultados demonstraram que o pilar protético ACM apresentou o maior valor médio de deslocamento axial ($116,80 \pm 72,48 \mu\text{m}$), sendo estatisticamente diferente ($p < 0,05$) do grupo NRC, que apresentou o menor valor médio de deslocamento axial dos 3 grupos ($42,70 \pm 8,66 \mu\text{m}$). O grupo HGM ($63,30 \pm 26,09 \mu\text{m}$) demonstrou ser estatisticamente semelhante aos outros 2 grupos ($p > 0,05$). Não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos, para a perda de torque inicial (antes da ciclagem termomecânica) dos 3 tipos de pilares protéticos aos seus respectivos implantes: ACM= $6,10 \pm 6,30\%$, HGM= $9,00 \pm 2,98\%$, NRC= $7,53 \pm 5,48\%$. Da mesma forma, não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos, para a perda de torque final (pós-ciclagem termomecânica) dos 3 tipos de pilares protéticos aos seus respectivos implantes: ACM= $40,65 \pm 8,25\%$, HGM= $35,67 \pm 7,75\%$, NRC= $37,95 \pm 9,60\%$. Concluiu-se que quanto menor o ângulo de conicidade do pilar protético tipo Morse, maior seu deslocamento axial no implante e que os diferentes ângulos de conicidade dos pilares protéticos tipo Morse não influenciaram nas perdas de torques inicial e final.

Palavras-chave: Implantodontia. Pilar cônico. Implante dentário.

ABSTRACT

The objective of the present study was to evaluate the axial displacement and loss of torque of prosthetic abutments with Morse connection of different angular conicities, after thermomechanical cycling, by means of computed microtomography (μ CT) and digital torque meter, respectively. In the experimental design, 3 implants of the same diameter (3.5 mm) and length (11.5 mm) were adopted as variation factors, with Morse connections of different angular conicities (ACM= 11.5° - Alvim Cone Morse, HGM=16.0° - Helix Gran Morse e NRC=24.0° - Nobel Replace Conical Connection), with their respective passing screws and single zirconia crown. The implants (n=6) were included in PVC cylinders and the abutments were installed with the torque recommended by the manufacturer and, after 10 min, the initial torque value was measured. Prosthetic crowns were made in monolithic zirconia, through the CAD/CAM system, simulating an upper canine, and cemented on the abutments with temporary cement. The three sets were microtomographed and with the images, the distance between the implant platform and the end of the prosthetic abutment was obtained, before and after thermomechanical cycling, to enable the calculation of the axial displacement of the abutments in relation to the implants. To carry out the thermomechanical cycling, a mechanical fatigue machine was used, with application of the force of 100 N, inclination of 30° in relation to the long axis of the implant on the region of the cingulum of the crown, 1.000.000 cycles and frequency of 2.0 Hz). After performing the thermomechanical cycling, the implant/abutment/crown sets were again microtomographed and then their crowns were removed to perform the final detorque and calculation of the abutment loss of torque. After verifying the normality of the sampling distribution of the factors, the parametric analysis of variance (One-Way ANOVA) and Tukey's post-hoc test were applied, with a significance level of 5%. The results showed that the ACM prosthetic abutment presented the highest mean value of axial displacement ($116.80 \pm 72.48 \mu\text{m}$), being statistically different ($p < 0.05$) from the NRC, which presented the lowest average value of axial displacement of the 3 groups ($42.70 \pm 8.66 \mu\text{m}$). The HGM group ($63.30 \pm 26.09 \mu\text{m}$) proved to be statistically similar to the other 2 groups ($p > 0.05$). There was no statistically significant difference ($p > 0.05$) between the groups for the initial torque losses (before thermomechanical cycling) of the 3 types of prosthetic abutments to their respective implants: ACM= $6.10 \pm 6.31\%$, HGM= $9.00 \pm 2.98\%$, NRC= $7.53 \pm 5.48\%$. Likewise, there was no statistically significant difference ($p > 0.05$) between groups for final torque losses (after thermomechanical cycling) of the 3 types of prosthetic abutments to their respective implants: ACM= $40.65 \pm 8.25\%$, HGM= $35.67 \pm 7.75\%$, NRC= $37.95 \pm 9.60\%$. It was concluded that the smaller the conicity angle of the Morse-type prosthetic abutment, the greater its axial displacement on the implant and that the different conicity angles of the Morse-type prosthetic abutments did not influence the initial and final torque losses.

Key words: Implantodontia. Conical abutment. Dental implant.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 PROPOSIÇÃO.....	13
3 MATERIAL E MÉTODOS.....	14
4 RESULTADOS.....	31
5 DISCUSSÃO.....	36
6 CONCLUSÕES.....	41
REFERÊNCIAS.....	42
APÊNDICES.....	50

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia contemporânea avalia como sucesso, não somente a osseointegração, mas também que as reabilitações sejam funcionais e esteticamente satisfatórias associadas a tecidos peri-implantares saudáveis e com resultados estáveis a longo prazo (CUMBO et al., 2013; CARVALHO et al., 2015; GONZÁLEZ-MARTÍN et al., 2020; GOMES-MEDA et al., 2021).

Apesar da reabilitação com implantes ser uma opção de tratamento com eficácia comprovada e de primeira escolha para casos unitários, com altas taxas de sobrevivência e sucesso a longo prazo, algumas complicações mecânicas podem ocorrer em consequência das forças de diferentes intensidades e direções presentes durante a mastigação e em hábitos parafuncionais. A conexão implante-pilar representa o ponto mais fraco deste sistema, sendo a estabilidade biomecânica crítica para o sucesso das restaurações implantossuportadas (YANG et al., 2022). Problemas de ordem mecânica podem ocorrer, como o afrouxamento do parafuso de fixação do pilar protético ao implante, fraturas do pilar, implante ou do próprio parafuso, comprometendo desse modo, a reabilitação oral (SCHMITT et al., 2014; VINHAS et al., 2020).

Desde o surgimento do primeiro sistema de implantes, uma grande quantidade de modelos foram desenvolvidos, alguns apresentando características semelhantes ao original proposto por Brånemark (BRÅNEMARK et al., 1969); outros introduzindo características inéditas, como a forma do implante, tipo de material, rugosidade, espiras, tipo de conexão e geometria, além de outras, no esforço de encontrar o mais eficiente e seguro sistema de implantes, tanto a curto como longo prazos (LIN et al., 2007; SCHIMITT et al., 2014; CERUSO et al., 2017; BAGEGNI et al., 2021; VALENTE et al., 2022; KREVE et al., 2022).

Estudos investigaram os aspectos biomecânicos dos tipos de conexão implante-pilar e demonstraram diferentes resistências ao deslocamento entre as partes e na dissipação de tensão sob carga funcional (CERUSO et al., 2017; BAGEGNI et al., 2021), sendo que o afrouxamento de pilar, em coroas unitárias, foi uma das principais causas de redução no sucesso da reabilitação, tanto em conexões externas quanto internas (JUNG et al., 2008; ATTIAH et al., 2020).

Os micromovimentos na interface implante-pilar levam a um aumento na inflamação ao nível da conexão, devido à infiltração de microrganismos, o que pode contribuir para perda óssea marginal, devido à peri-implantite (MISHRA et al., 2017).

Podem também causar, conforme já mencionado, fraturas do implante, pilar ou parafuso de fixação do mesmo e, além disso, uma distribuição heterogênea de força oclusal, formação de fístulas e infecção do tecido mole (LIN et al., 2007; QUARESMA et al., 2008; SCHMITT et al., 2014; SAMMOUR et al., 2019; ATTIAH et al., 2020; VINHAS et al., 2020; BAGEGNI et al., 2021).

Sobre a geometria de conexão implante-pilar, o sistema Brånemark sugeriu a configuração do hexágono externo para simplificar a inserção do implante e, posteriormente, fornecer suporte antirrotacional para a reabilitação protética. Como desvantagem, pode apresentar comportamento mecânico desfavorável sob cargas laterais devido à formação de espaços na interface pilar-implante ocasionando microinfiltração bacteriana e instabilidade mecânica da articulação com afrouxamento do parafuso do pilar ou mesmo fraturas por fadiga devido a inadequada transmissão das forças oclusais (ADELL et al., 1990; BECKER et al., 1995).

As conexões internas foram desenvolvidas para minimizar as complicações mecânicas e biológicas da conexão externa, como afrouxamento do parafuso, fraturas e concentração de tensão na crista do rebordo ósseo. No sistema hexagonal interno, o hexágono e o parafuso passam a se localizar mais internamente ao corpo do implante para que o componente protético fique mais estável. A maior profundidade da conexão no interior do mesmo permite uma dissipação mais homogênea da tensão mecânica, espalhando-a na parede do implante e, conseqüentemente, no osso que envolve todo o implante e não apenas ao nível da crista (NORTON, 1997; MERS et al., 2000; FINGER et al., 2003; SCHWARS et al., 2014).

A conexão cônica é um tipo particular de conexão interna, em que o pilar é fixado ao implante usando as propriedades mecânicas de um cone. Parte do pilar com forma cônica se justapõe a um encaixe no interior do implante de forma correspondente e igual ao ângulo cônico, promovendo um travamento das paredes por atrito mecânico. Embora este atrito tenha demonstrado ser elevado, os fabricantes também implementaram diferentes sistemas antirrotacionais (*index*) e de retenção, por parafusos passantes, além de disponibilizarem diversos valores angulares de conicidade. Esta conexão cria uma ligação mais precisa entre o implante e o pilar, o que reduz o movimento da interface e diminui o afrouxamento do parafuso, contribuindo para uma dissipação mais homogênea das forças oclusais (BINON, 2000; PARDAL-PELAIZ et al., 2017; VILLA et al., 2018; VINHAS et al., 2020; GEHRKE et al., 2023).

Os problemas clínicos das conexões tipo Morse concentram-se nas fraturas dos pilares e não no implante propriamente dito. Além disso, alguns fatores relacionados à fabricação dos implantes podem influenciar na resistência dos mesmos, como a liga de titânio utilizada como matéria-prima (para implante e pilar), macrogeometria externa e grau de conicidade interna, que interferem nas diferentes espessuras da parede cervical dos implantes (KARAN et al., 2020).

As características mecânicas apresentadas pelas conexões cônicas, como as forças de inserção e arrancamento e a distribuição de forças pelos componentes, dependem do ângulo de conicidade, do comprimento da área de contato, diâmetros interno e externo dos componentes, profundidade de inserção do componente, propriedades dos materiais e coeficiente de fricção das superfícies de contato. Bozkaya e Müftü (2004) demonstraram que a utilização de um pequeno ângulo de conicidade e um comprimento de contato longo aumentam a segurança das forças de inserção e evitam deformações plásticas excessivas. Na literatura recente, a angulação da conicidade interna de pilares tipo Morse é citada (GHENSI et al., 2019; YI et al., 2019), mas são raros os estudos que comparam diferentes graus de conicidade interna e a influência dessa característica na manutenção do conjunto implante-pilar (KARAN et al., 2020).

Apesar do contato quase que hermético e elevada congruência entre o implante e o pilar cônico (SCARANO et al., 2015), demonstrando alta resistência às microinfiltrações e microfendas (OZDILER et al., 2018) quando comparado aos outros tipos de conexão, as evidências demonstraram que a vedação completa da interface pilar-implante, para o exterior, não pôde ser alcançada, independentemente da conexão empregada (SCHMITT et al., 2014; BLUM et al., 2015; CERUSO et al., 2017; VINHAS et al., 2020; BAGEGNI et al., 2021; CORDEIRO et al., 2021).

O sucesso das próteses implantossuportadas, principalmente as unitárias, depende de uma estável conexão, a longo prazo, entre os componentes protéticos e o corpo do implante (ALKAN et al., 2004), sendo que o torque de apertamento dado ao parafuso do pilar (preconizado pelo fabricante) quando de sua instalação, constitui-se um determinante direto da força de selamento implante-pilar (HOYER et al., 2001).

A pré-carga é o nome dado para a tensão interna no parafuso do pilar protético gerada pós-torque específico de apertamento e sua manutenção sob função, constituindo-se um fator mecânico indispensável à estabilidade de todo complexo implante-prótese (BYRNE et al., 2006; JACK et al., 2006).

A magnitude da pré-carga obtida apresenta relação direta com o torque aplicado, mas tal grandeza é influenciada também pelo material componente das partes em questão, desenho das roscas no implante e parafuso, desenhos da conexão protética, bem como da rugosidade da superfície dos materiais dos componentes, fatores estes que interrelacionados, afetam o torque de afrouxamento. Se a tensão (pré-carga) diminui abaixo de níveis críticos, a estabilidade do complexo implante-pilar protético será comprometida, o que resultará clinicamente no afrouxamento e/ou fratura do parafuso (KHRAISAT et al., 2004; VILLARINHO, 2012). Por isso, é indicado o reaperto dos parafusos de retenção após alguns minutos de inserção, antes que ocorra carga mastigatória, além de um acompanhamento cuidadoso da prótese implantossuportada, uma vez que a carga mastigatória induz ao afrouxamento do parafuso (VINHAS et al., 2020).

Outro indicador relevante para a avaliação da estabilidade das conexões implante-pilar protético são os valores de torque de remoção dos parafusos de fixação. O valor do torque de remoção é assumido como sendo o valor da pré-carga remanescente no parafuso após o ensaio de fadiga, sendo esse uma simulação do sistema implante-prótese em função (CIBIRKA et al., 2001).

Diante do exposto e devido aos poucos estudos existentes, torna-se relevante avaliar o deslocamento axial e perda de torque de pilares protéticos com conexão tipo Morse de diferentes conicidades angulares, após ciclagem termomecânica, por meio de microtomografia computadorizada (μ CT) e torquímetro digital, respectivamente.

2 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral

Avaliar o deslocamento axial e as perdas de torques inicial e final de pilares protéticos com conexão tipo Morse de diferentes conicidades angulares (11,5°, 16,0° e 24,0°), após ciclagem termomecânica, aos seus respectivos implantes, por meio de, respectivamente, microtomografia computadorizada (μ CT) e torquímetro digital.

Objetivos Específicos

1- Avaliar, quantitativamente, o deslocamento axial (μ m) dos pilares protéticos com conexão tipo Morse, de diferentes conicidades angulares (11,5°, 16,0° e 24,0°), aos seus respectivos implantes, após ciclagem termomecânica, por meio da μ CT;

2- Avaliar, quantitativamente, as perdas de torques (%) dos pilares protéticos com conexão tipo Morse, de diferentes conicidades angulares (11,5°, 16,0° e 24,0°), aos seus respectivos implantes, antes e após ciclagem termomecânica, por meio de torquímetro digital.

A hipótese nula adotada foi que as diferentes conicidades angulares dos pilares protéticos tipo Morse, não influenciariam no deslocamento axial e nas perdas de torques inicial e final.

3 MATERIAL E MÉTODOS

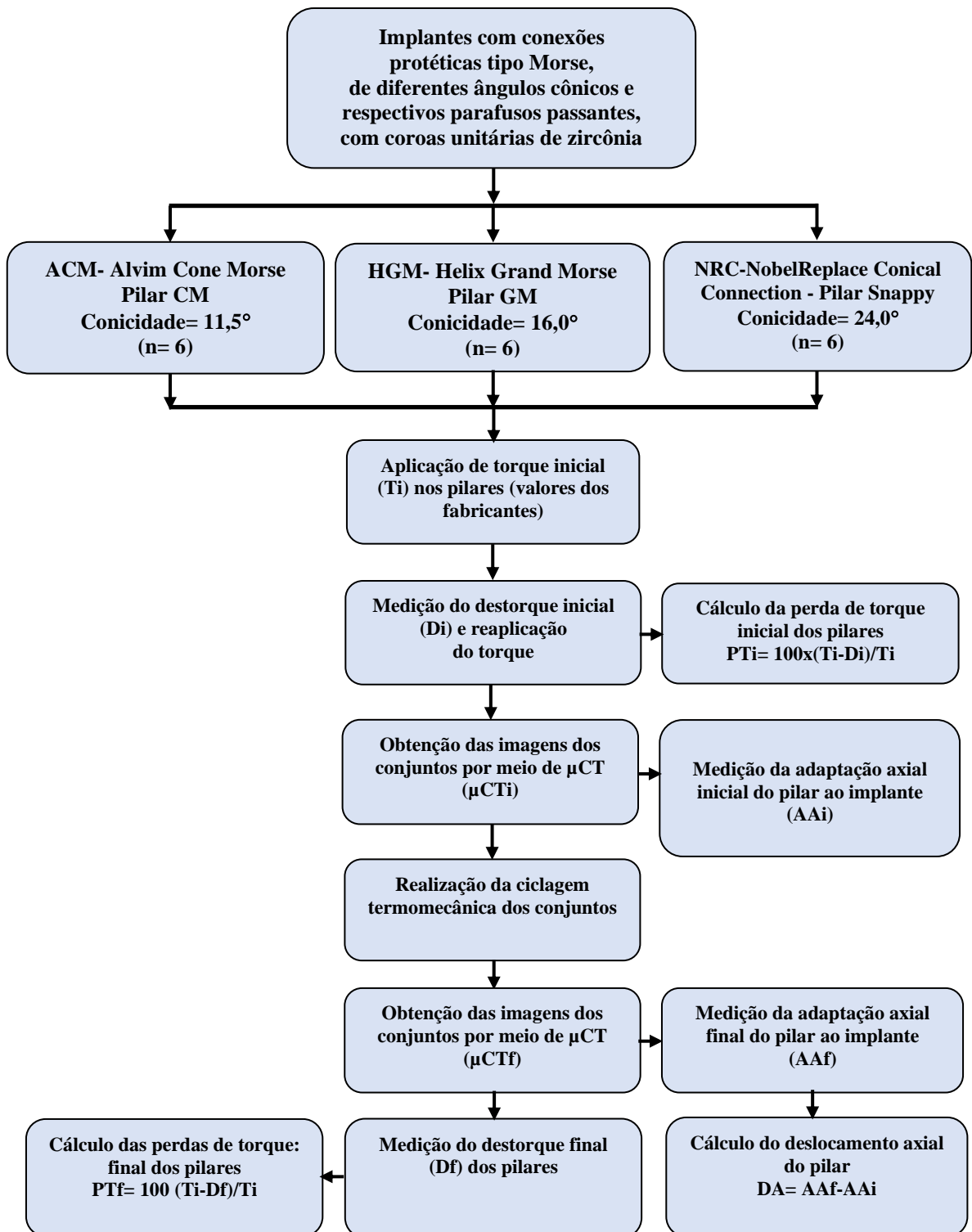
3.1 - DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

No delineamento experimental adotou-se, como fator de variação, a conexão do pilar protético tipo Morse em 3 níveis (conicidades angulares de 11,5°, 16,0° e 24,0°) com seus respectivos parafusos passantes, em implantes de mesmo diâmetro (3,5 mm) e comprimento (11,5 mm) e coroa unitária de zircônia simulando um canino superior.

Os três conjuntos (implante, pilar protético e coroa unitária) foram microtomografados por meio do equipamento SkyScan 1176v2 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) e, com as imagens, foram obtidas a distância entre a plataforma do implante e o término da cinta do pilar protético, antes e após a ciclagem termomecânica, para possibilitar o cálculo do deslocamento axial dos pilares em relação aos implantes.

Foram analisadas 2 variáveis de resposta no presente estudo: a- deslocamento axial (μm) dos pilares protéticos aos seus respectivos implantes após ciclagem termomecânica, por meio de microtomografia computadorizada e b- perda de torque (%) dos pilares protéticos aos seus respectivos implantes, antes e após ciclagem termomecânica, utilizando-se torquímetro digital. O diagrama esquemático do delineamento experimental está mostrado na figura 1.

Figura 1. Diagrama esquemático do delineamento experimental



Fonte: Autor

Os tipos e características dos implantes e respectivos pilares utilizados para desenvolvimento desta pesquisa estão descritos na tabela I.

Tabela I – Tipos e características dos implantes e respectivos pilares

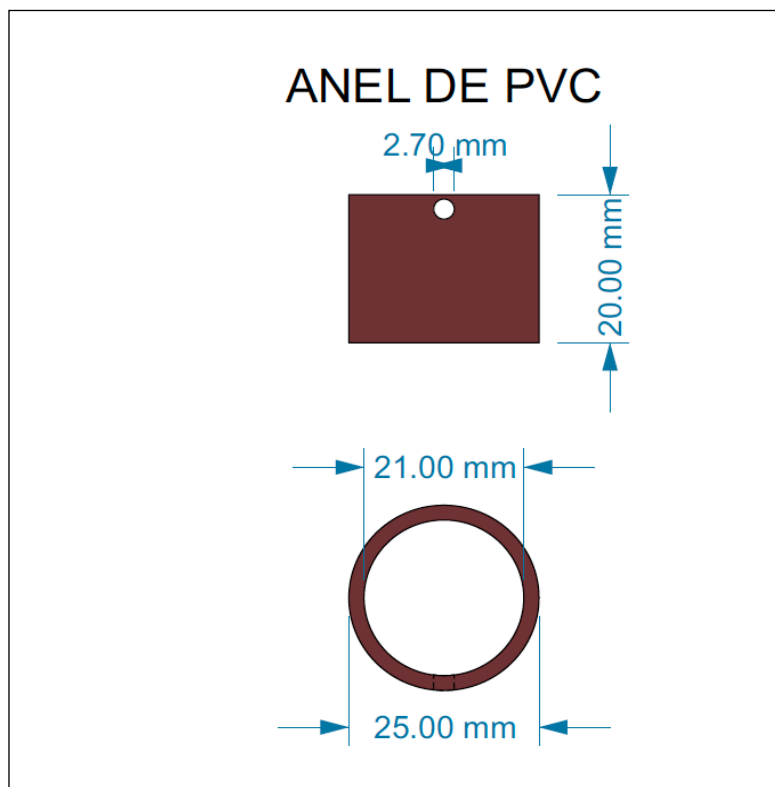
Implante e Pilar	Conicidade da Interface implante/pilar (graus)	Comprimento (mm)	Diâmetro (mm)	Altura Gengival (mm)	Torque no pilar (N.cm)	Fabricante
ACM-Alvim Cone Morse Pilar CM	11,5	11,5	3,5	2,5	15,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
HGM-Helix Gran Morse Pilar GM	16,0	11,5	3,5	2,5	20,0	Neodent, Curitiba, PR, Brasil
NRC- NobelReplace Conical Connection Pilar Snappy	24,0	11,5	3,5	3,0	35,0	Nobel Biocare- Suíça

Foram avaliadas, na presente pesquisa, três diferentes conexões protéticas cônicas (tipo Morse) que abrangessem uma grande amplitude de valores angulares das existentes no mercado (11,5°, 16,0° e 24,0°). Os resultados das variáveis de resposta estudadas (deslocamento axial e perdas de torques inicial e final dos pilares protéticos) foram analisados e comparados entre si, adotando-se como grupo controle, os valores obtidos no implante Alvim Cone Morse (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), por ter sido lançado há mais tempo no mercado e por apresentar a menor conicidade dentre eles. Os outros dois tipos de implantes foram disponibilizados mais recentemente pelos fabricantes (Grand Morse, Neodent, Curitiba, PR, Brasil e NobelReplace Conical Connection, Nobel Biocare, Suíça).

3.2 - INCLUSÃO DOS IMPLANTES EM CILINDROS DE PVC

Os implantes foram incluídos em cilindros de PVC (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil), com dimensões de 25 mm de diâmetro externo e 21 mm interno, compatível com o dispositivo de ensaio para termociclagem (Figura 2).

Figura 2. Desenho técnico do cilindro de PVC utilizado para a inclusão dos implantes



Fonte: Autor

Os implantes foram centralizados nos cilindros de PVC com o auxílio de dispositivo projetado e desenvolvido na Universidade de Ribeirão Preto – UNAERP (Figura 3; Apêndices 1 e 2).

Figura 3. Fotografia do cilindro de PVC e dispositivo para sua centralização: A. Vista do dispositivo; B. Vista do conjunto montado

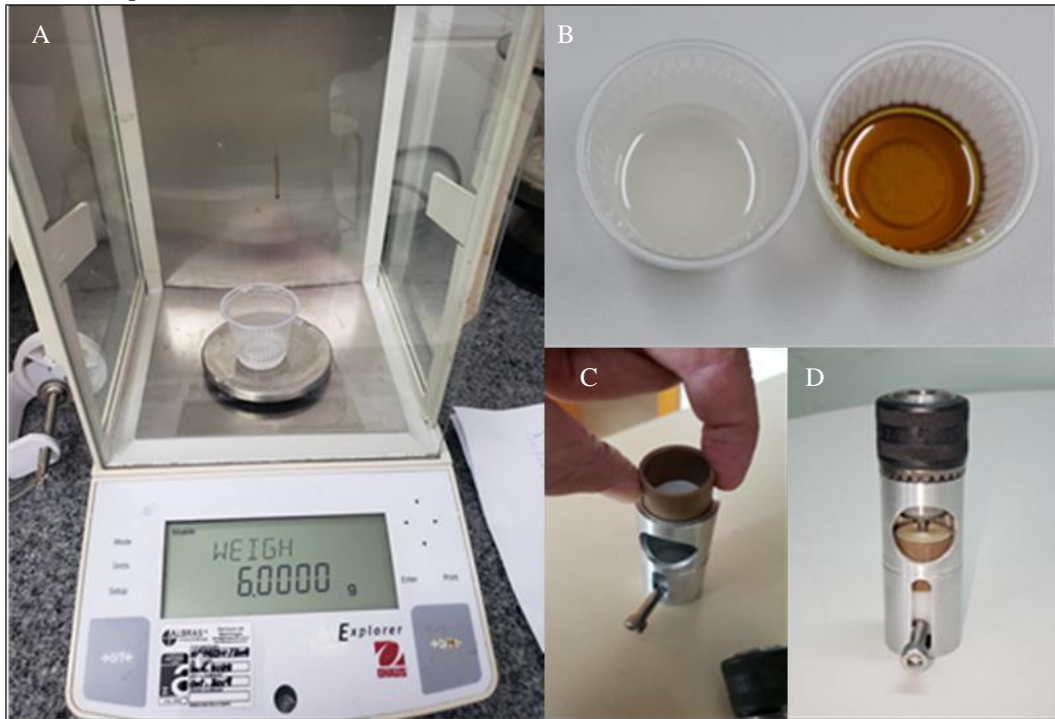


Fonte: Autor

Os implantes foram posicionados no dispositivo com sua chave de instalação, ficando a plataforma do implante, 3 mm acima da borda do cilindro de PVC, a fim de simular reabsorção óssea de 3 mm (KHRAISAT et al., 2004) (Norma ISO 14801).

Após o posicionamento dos implantes, foi vertido sobre o cilindro, poliuretano (Poliuretano para vazamento F160, Axson, Cergy, França), o qual apresenta propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3,6 GPa e osso medular: 4,0 a 4,5 GPa) (WISKOTT, BELSER 1999; RUBO, SOUZA 2001). Este foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, na proporção de 6 g da parte A (poliol) com 6 g da parte B (isocianato), pelo período de 1 minuto (Figura 4).

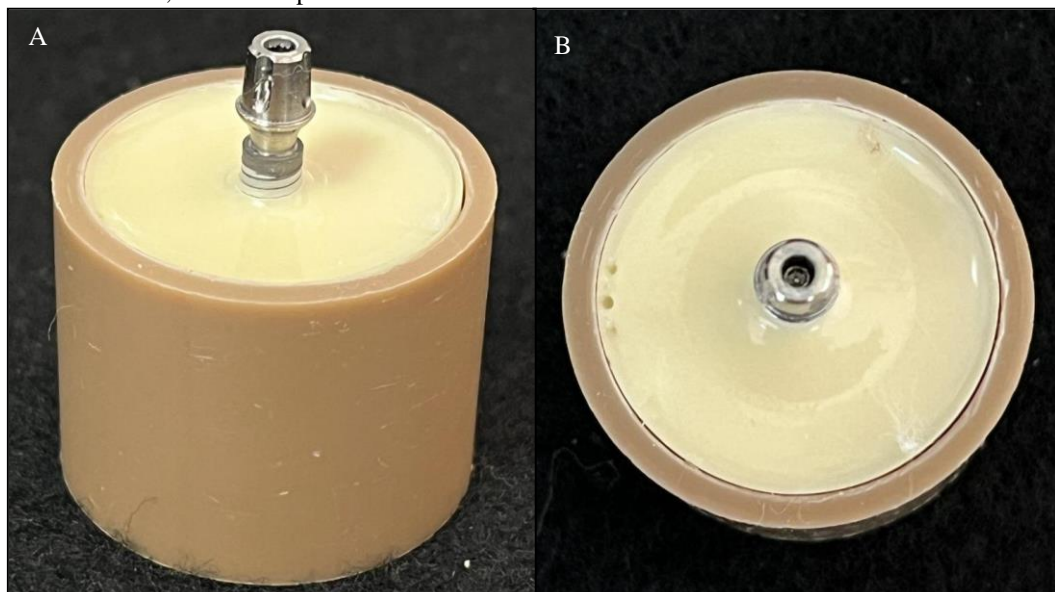
Figura 4. A. Fotografia da pesagem do poliuretano em balança de precisão; B. Soluções A e B do poliuretano; C. Cilindro de PVC sendo colocado no dispositivo; D. Implante centralizado e incluído no poliuretano



Fonte: Autor

Aguardou-se 60 minutos para a polimerização final do material e, então, a chave de fixação do implante foi removida, ficando o implante centralizado no cilindro (Figura 5).

Figura 5. Fotografias do cilindro após a polimerização do poliuretano com implante centralizado: A. Vista frontal; B. Vista superior

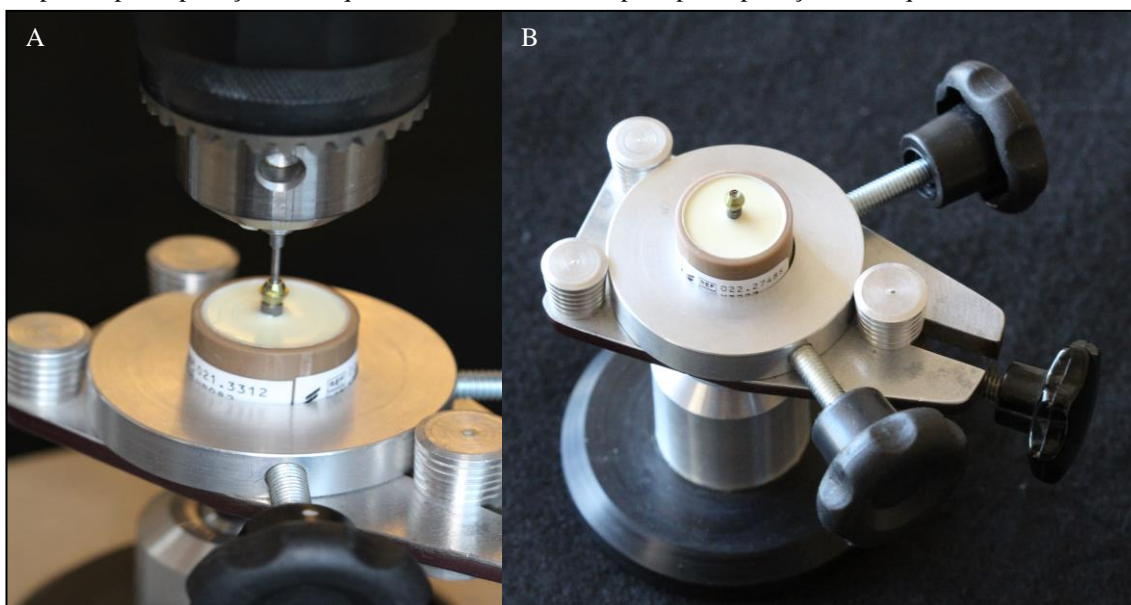


Fonte: Autor

3.3 - AVALIAÇÃO DA PERDA DE TORQUE DO PILAR PROTÉTICO

Para a aplicação dos torques nos pilares dos implantes incluídos nos cilindros de poliuretano, foi projetado e construído um suporte para fixação do torquímetro digital empregado no experimento (TQ 680 Instrutherm Instrumentos Médicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil). Foi utilizada a base de um delineador para modelos de gesso e sua mesa. Sobre a mesa foi construído um anel de alumínio, com dois manípulos de rosca M6, que permitiram a fixação do cilindro e a realização dos torques (Figura 6).

Figura 6. Fotografia do cilindro com implante: A. Estabilizado na mesa do delineador por meio de anel adaptador para aplicação do torque; B. Chave inserida no pilar para aplicação do torque



Fonte: Autor

Para a fixação do torquímetro no suporte foram utilizadas duas placas de alumínio parafusadas ao corpo do torquímetro (orifícios próprios para fixação) e uma haste de aço inox revestidos com cromo, permitindo a regulagem da altura (Figura 7; Apêndice 3).

Figura 7. Fotografia do torquímetro instalado no suporte para a aplicação do torque



Fonte: Autor

Os pilares foram instalados com o torque recomendado pelo fabricante (Tabela 1), sobre seus respectivos implantes.

Transcorridos 10 minutos da 1ª aplicação do torque, foi reaplicado novamente o torque inicial como sugerido na literatura (BREEDING et al., 1993; BINON, 2000; KHRAISAT et al., 2004). Após 10 minutos, foi realizado e medido o valor do destorque inicial e, novamente, foi reaplicado o torque recomendado pelo fabricante.

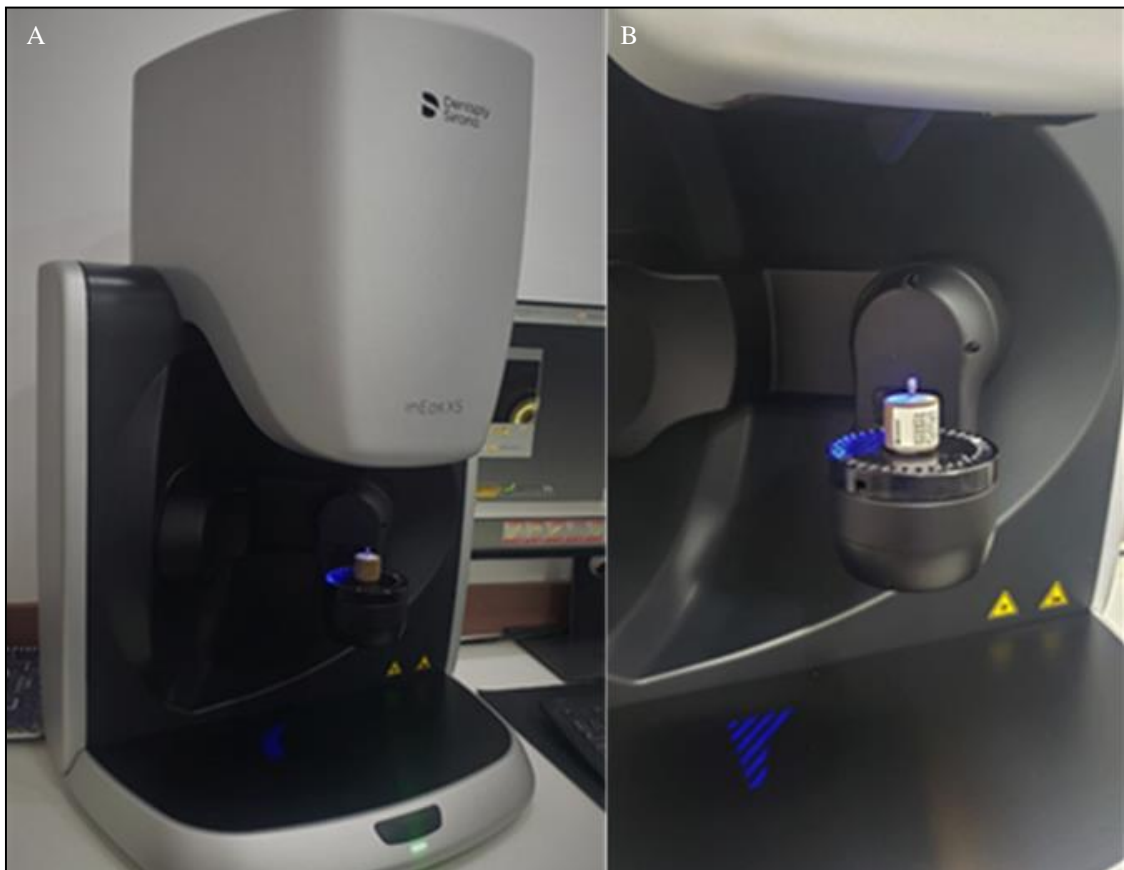
Para calcular a perda de torque inicial (%) foi utilizada a seguinte fórmula (PARK et al., 2010):

$$\text{Perda de torque inicial (\%)} = \frac{(\text{Torque inicial} - \text{Destorque inicial}) \times 100}{\text{Torque inicial}}$$

3.4 - CONFEÇÃO DAS COROAS PROTÉTICAS

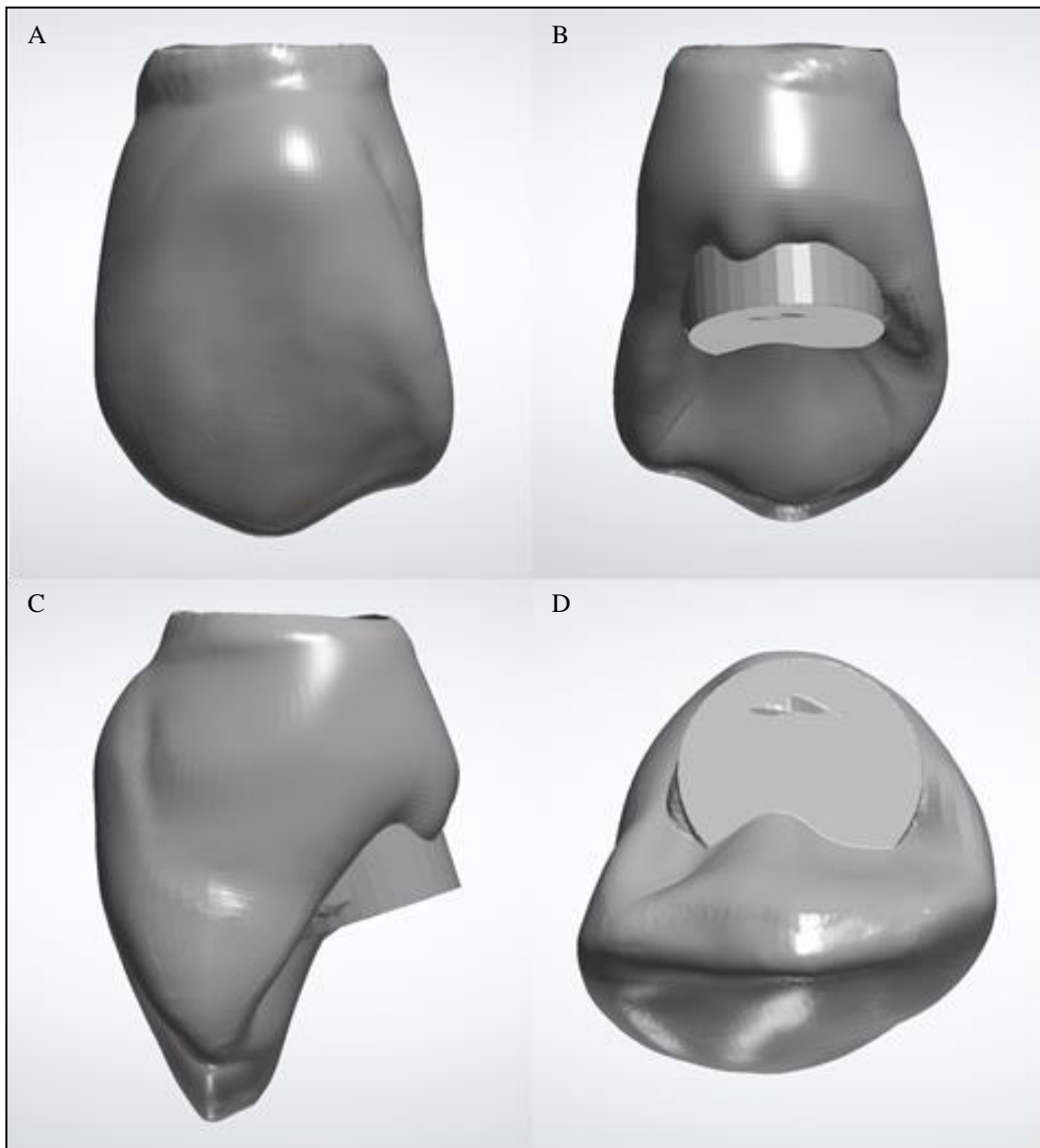
Para cada um dos implantes com seus respectivos pilares protéticos foi confeccionada coroa protética, em zircônia monolítica (Zolid Bion, AmannGirrbach, Herrschaftswiesen 1, Áustria), simulando um canino superior. Para isto, todos os pilares foram escaneados por meio do scanner de bancada Dentsply Sirona (CEREC MC XL 2, Hanau, Alemanha), conforme figura 8, a fim de se obter uma padronização das coroas cuja geometria foi exportada do banco de dados do *software* InLab (Figura 9).

Figura 8. Fotografia do equipamento utilizado para digitalizar os pilares protéticos: A. Scanner de bancada Dentsply Sirona; B. Imagem aproximada do corpo de prova posicionado na mesa de escaneamento



Fonte: Autor

Figura 9. Imagem do arquivo .STL das coroas fresadas: A. Vista vestibular; B. Vista palatina; C. Vista proximal e D. Vista incisal



Fonte: Autor

As coroas foram fresadas utilizando o sistema CAD/CAM (Dentsply Sirona, CEREC MC XL 2, Hanau, Alemanha) e cimentadas sobre os respectivos pilares (Figura 10), com cimento de hidróxido de cálcio (Hidro C - Dentsply Sirona, Delaware, EUA), sob pressão constante, correspondente ao peso do conjunto suporte-torquímetro, até a presa total do material (4 minutos), de acordo com o fabricante.

Figura 10. Fotografia das coroas de zircônia monolítica cimentadas com cimento de hidróxido de cálcio, nos respectivos pilares

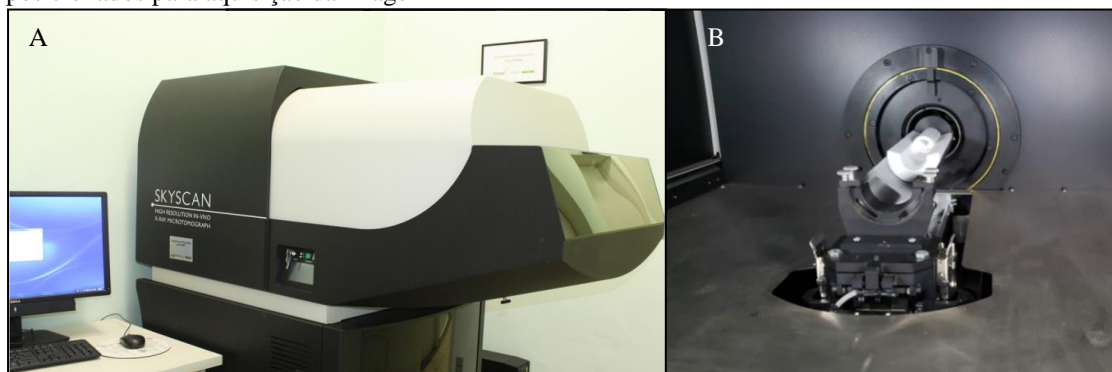


Fonte: Autor

3.5 - OBTENÇÃO DAS IMAGENS DOS CONJUNTOS, POR MEIO DE μ CT, PARA CÁLCULO DO DESLOCAMENTO AXIAL DOS PILARES PROTÉTICOS AOS RESPECTIVOS IMPLANTES

Os conjuntos foram microtomografados por meio de microtomógrafo computadorizado (SkyScan 1176, Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), conforme figura 11.

Figura 11. Fotografia do equipamento: A. Microtomógrafo SkyScan 1176; B. Corpos de prova posicionados para aquisição da imagem



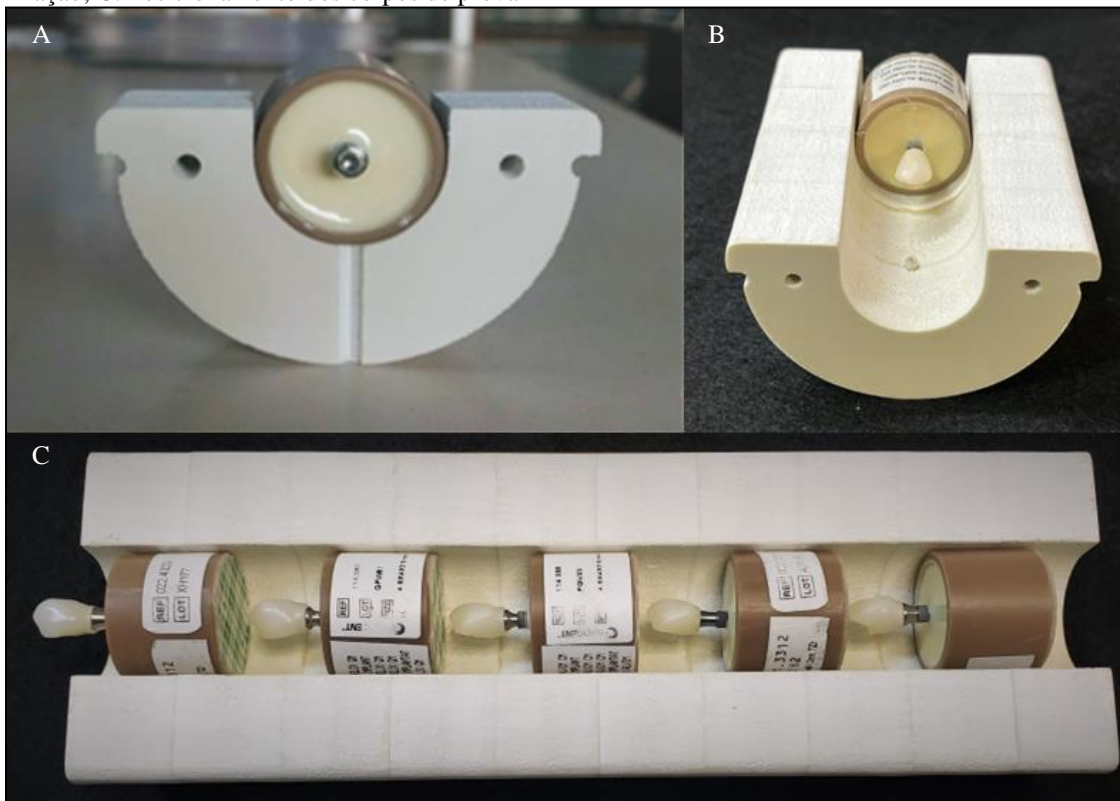
Fonte: Autor

O aparelho é composto por um tubo de raios X de microfoco com fonte de alta tensão (90 kV, 800 μ A), um porta-amostra com manipulador de precisão e um detector baseado em uma câmera Charge Coupled Device (CCD) de 11 MP (8000 x 8000 pixels), que possibilita o escaneamento de amostra com até 68 mm usando resolução espacial isotrópica que pode variar de 9 a 35 μ m. Todo este sistema está conectado a um computador Dell Precision™ T5500 WorkStation (Dell Inc., São Paulo, SP, Brasil) com sistema operacional Windows 7 de 64 bits, utilizado no controle, aquisição de dados, reconstrução e análise dos atributos das imagens. Antes do procedimento de escaneamento, foram utilizados recursos de correção geométrica e do campo de aquisição (flat-field correction) e um filtro de 0,1 mm de cobre posicionado em frente à fonte de raios X que permite alterar a sensibilidade à radiação policromática.

Para a padronização da posição dos espécimes dentro do microtomógrafo e comparação das imagens, foi projetado e construído um dispositivo para adaptar-se à mesa do aparelho (Figura 12; Apêndice 4), uma vez que foram realizados 2 escaneamentos em momentos distintos do mesmo espécime (antes e após a ciclagem termomecânica). O dispositivo possibilitou o reposicionamento exato do corpo de prova nos 2 momentos.

O referido dispositivo foi feito de PVC expandido, de baixa densidade para que não interferisse nas imagens tomográficas, além de possuir um pino guia de fixação dos cilindros (fibra de vidro) para permitir o reposicionamento exato antes e após a ciclagem termomecânica (Figura 12).

Figura 12. Fotografias do dispositivo para reprodução do posicionamento dos corpos de prova, para a execução das μ CTs, antes e após termociclagem: A. Vista frontal; B. Vista de perfil com pino guia de fixação; C. Posicionamento dos corpos de prova



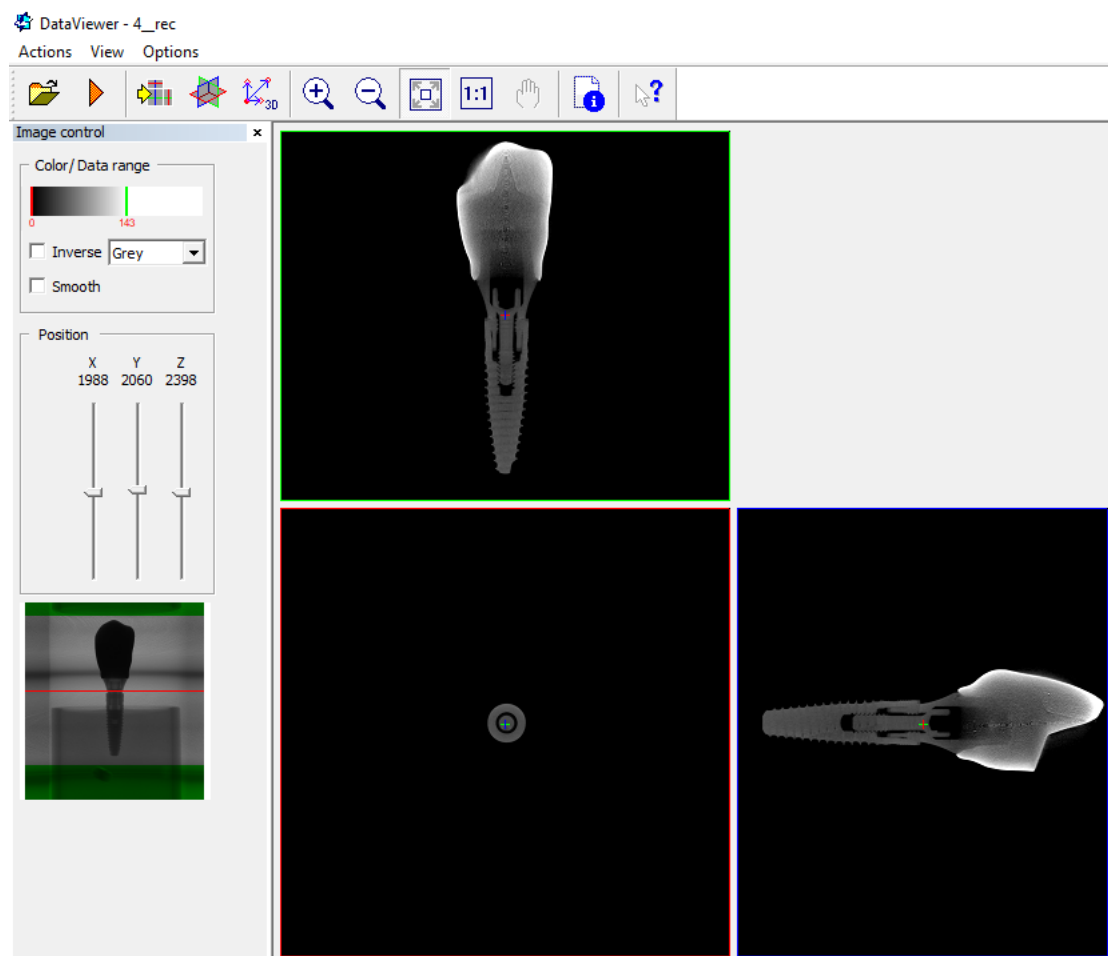
Fonte: Autor

Os espécimes foram escaneados por meio do microtomógrafo com aquisição das projeções em diversas angulações ao longo de uma rotação de 360° , com movimentos randomizados e passos de rotação de $0,7^\circ$. Dois quadros (frames) foram tomados em cada projeção angular com tamanho de voxel isotrópico de $9 \mu\text{m}$, a fim de permitir o cálculo da média dos sinais e assim melhorar a definição final de cada imagem.

As imagens de cada espécime foram reconstruídas, usando o *software* NRecon v.1.6.1.5 (Bruker, Kontich, Bélgica) com os seguintes ajustes de imagem: Smoothing 4; Ring Artefact Reduction 17; Beam Hardening Correction 6%, resultando na completa representação da microestrutura interna e externa de cada amostra.

As imagens foram transferidas para o *software* Data Viewer (Bruker, Kontich, Bélgica) (versão 1.5.1.2) (figura 13), no qual foi realizado pequenos ajustes de posição dos espécimes e salvo um arquivo com os cortes coronais de cada amostra, permitindo que a análise do possível deslocamento axial dos componentes nos implantes fosse analisada posteriormente no *software* CTAn (Bruker, Kontich, Bélgica) (versão 1.18.8.0), utilizando a ferramenta de medida linear disponibilizada no software.

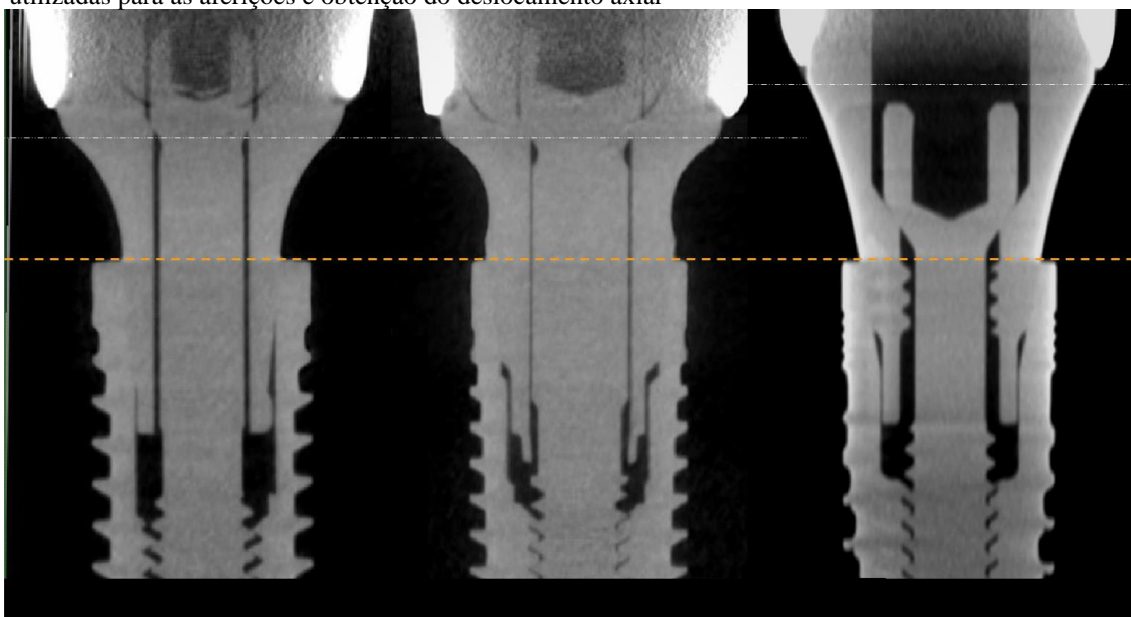
Figura 13. Tela do *software* DataViewer mostrando imagens do conjunto implante-pilar-coroa (NRC) utilizadas para pequenos ajustes de posição dos espécimes e separação de *dataset* dos cortes coronais e sagitais



Fonte: Autor

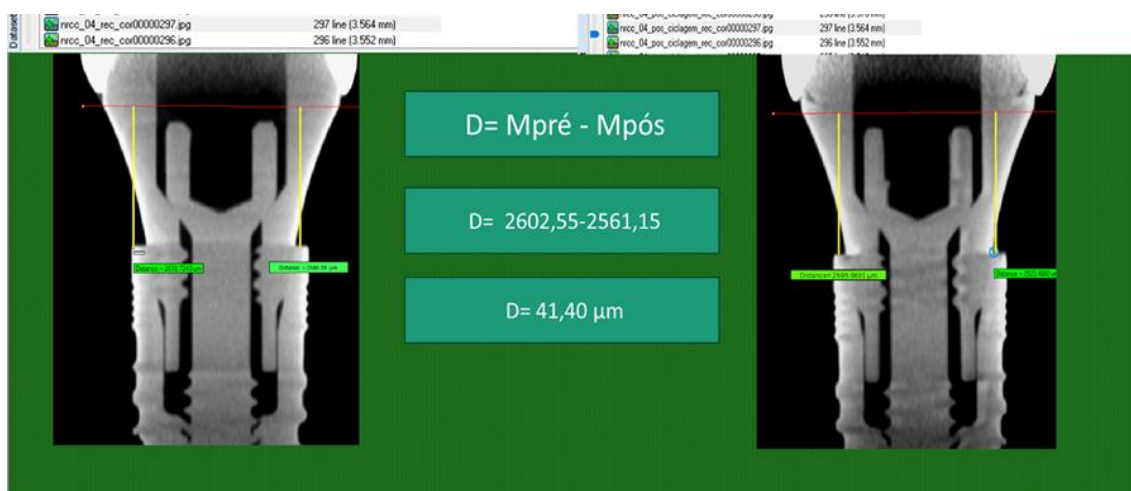
Para calcular o deslocamento axial dos pilares nos implantes foi utilizado o software CTAn em que, primeiramente, foi contabilizado o número de cortes totais, dentro do arquivo de cada amostra, para definir o corte central de cada espécime. Nesta imagem foram feitas medidas da distância entre as plataformas dos três diferentes implantes e o início da respectiva cinta do pilar protético (Figura 14). Estas medidas foram realizadas antes e após ciclagem termomecânica conforme figura 15 (implante NRC), sendo que o valor do deslocamento axial do pilar foi calculado pela subtração dos 2 valores das referidas medidas. A ciclagem termomecânica está descrita no item 3.6.

Figura 14. Imagem dos conjuntos Implante-pilar ACM, HGM e NRC obtidas no *software* CTAn, utilizadas para as aferições e obtenção do deslocamento axial



Fonte: Autor

Figura 15. Tela *software* CTAn para medição da distância entre a plataforma do implante e o término da cinta do pilar protético



Fonte: Autor

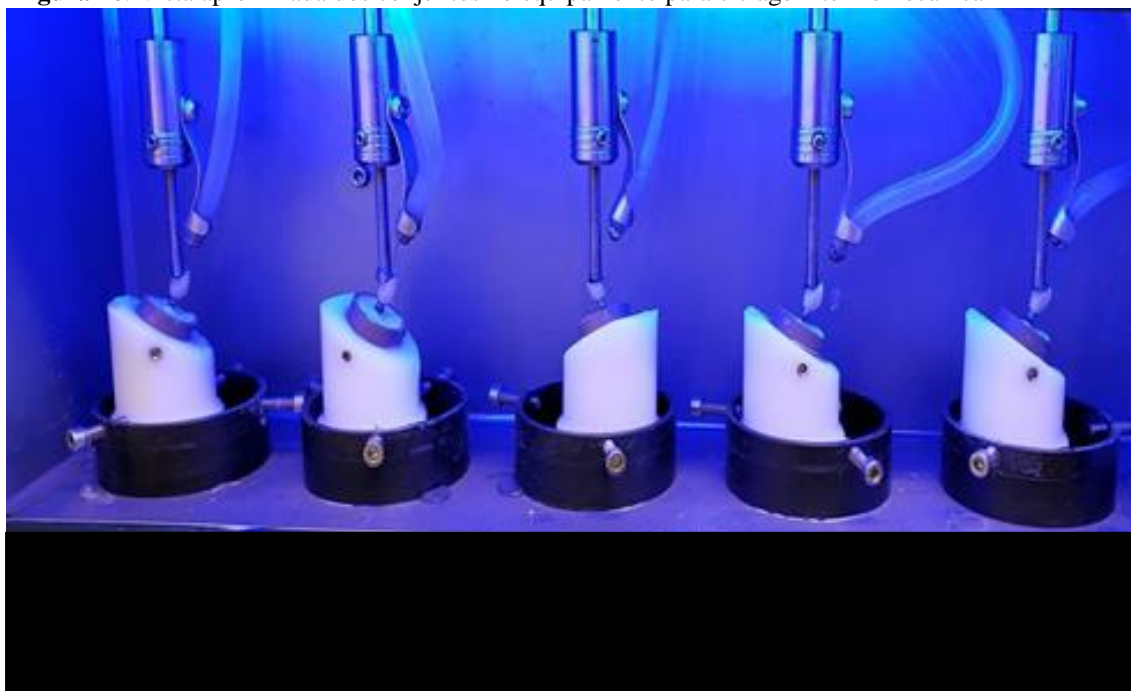
3.6 – CICLAGEM TERMOMECÂNICA

A ciclagem termomecânica para simulação do ciclo mastigatório é uma aproximação das condições normalmente encontradas no meio bucal (ITINOCHE et al., 2004). No presente estudo coroas que simulavam dentes caninos foram utilizadas. Os valores de tensão (100 N) gerados pelo carregamento sobre estas coroas são compatíveis às forças fisiológicas de mordida e mastigação para a região anterior e

estão de acordo com o estudo de ANDREIOTELLI et al. (2009), que utilizaram 98 N de tensão para a região anterior. Porém, no estudo do referido autor, o ensaio foi realizado sobre o pilar e não sobre a coroa como no presente estudo. O fato deste estudo ter utilizado coroas para obter uma aproximação do que ocorre clinicamente pode ter influenciado nos resultados, pois a carga não incidiu diretamente sobre o pilar como na maioria dos estudos.

Após o escaneamento no microtomógrafo, os conjuntos implante/pilar/coróa foram posicionados no interior do recipiente de teste da máquina de ensaios de ciclagem termomecânica (Gervic- GTF – 100, São Carlos, SP, Brasil) e foi aplicada carga de 100 N (PAPHANGKORAKIT, OSBORN, 1997) sobre a região do cingulo da coróa com inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante (NORMA ISO 14801) (YUZUGULLU, AVCI, 2008; SAILER et al., 2009), até totalizar 1.000.000 de ciclos, com frequência de 2,0 Hz. Durante o ensaio, os corpos de prova foram mantidos em água destilada e termociclados com variação de temperatura entre 5 °C, 37 °C e 55 °C (Figura16).

Figura 16. Vista aproximada dos conjuntos no equipamento para ciclagem termomecânica



Fonte: Autor

Após a realização da termociclagem, os conjuntos implante-pilar-coróa foram novamente escaneados no microtomógrafo, para obtenção de valores para o cálculo do

deslocamento axial do pilar, conforme descrito anteriormente (item 3.5). As coroas foram removidas utilizando-se um mandril acoplado à máquina universal de ensaios Instron-EMIC 23-5S (Instron Brasil, Equipamentos Científicos, São José dos Pinhais, PR, Brasil) a uma velocidade constante de 1mm/min.

3.7 - AVALIAÇÃO DA PERDA DE TORQUE FINAL DO PILAR PROTÉTICO

Após a ciclagem termomecânica os conjuntos foram retirados da máquina, suas coroas removidas e os torques de remoção dos pilares foram medidos em torquímetro digital da maneira descrita anteriormente. Para calcular a perda de torque (%) após a ciclagem termomecânica, foi utilizada a seguinte fórmula (PARK et al., 2010):

$$\text{Perda de torque final (\%)} = \frac{(\text{Torque inicial} - \text{Destorque final})}{\text{Torque inicial}} \times 100$$

3.8 – ANÁLISE DE DADOS

Os resultados obtidos nas análises de deslocamento axial e perda de torque inicial e final do pilar protético foram submetidos à análise estatística com o auxílio do software Jamovi, versão 2.3.2.0 (<https://www.jamovi.org>). Os valores de cada grupo experimental foram submetidos, preliminarmente, ao teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade da distribuição amostral. Como todos os grupos apresentaram distribuição normal, foi aplicado o teste paramétrico de Análise de Variância (One-Way ANOVA) para verificar a existência de diferença estatística significativa entre as médias. Os grupos que apresentaram diferença estatística significativa foram submetidos ao teste post hoc de Tukey. Todos os testes estatísticos foram realizados com nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

4 RESULTADOS

4.1 - ANÁLISE QUANTITATIVA DO DESLOCAMENTO AXIAL DOS PILARES PROTÉTICOS AOS RESPECTIVOS IMPLANTES, POR MEIO DE MICROTOMOGRÁFIA COMPUTADORIZADA

Os resultados do deslocamento axial (μm) dos pilares protéticos de diferentes conicidades angulares (ACM= 11,5°, HGM= 16,0° e NRC= 24,0°), aos seus respectivos implantes, pós-ciclagem termomecânica, apresentaram distribuição normal (Shapiro-Wilk) e estão descritos na tabela II.

Tabela II. Valores de deslocamento axial (μm) dos 3 tipos de pilares protéticos, após ciclagem termomecânica

Corpo de prova	Deslocamento axial dos pilares (μm)		
	ACM	HGM	NRC
1	130,56	90,74	33,37
2	187,02	76,60	38,48
3	119,25	30,32	47,13
4	34,44	61,53	41,40
5	30,04	34,18	38,28
6	199,45	86,38	57,83
Média \pm DP	116,80 \pm 72,48 A	63,30 \pm 26,09 A,B	42,70 \pm 8,66 B

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

A Análise de Variância (One-Way ANOVA) demonstrou haver diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$) entre os grupos, para o deslocamento axial (μm) dos pilares protéticos de diferentes conicidades angulares aos seus respectivos implantes, após ciclagem termomecânica (Tabela III).

Tabela III. Valores da análise de variância do deslocamento axial

	Soma de quadrados	gl	Quadrado médio	F	p
Entre os tipos de pilar	17535	2	8767	4,38	0,032
Resíduos	30045	15	2003		
Total	475800	17	10770		

O teste Post-Hoc de Tukey evidenciou que o grupo do pilar protético ACM 11,5° apresentou o maior valor médio de deslocamento axial ($116,80 \pm 72,48 \mu\text{m}$), sendo estatisticamente diferente ($p < 0,05$) do grupo NRC 24,0°, que apresentou o menor valor médio de deslocamento axial dos 3 grupos ($42,70 \pm 8,66 \mu\text{m}$). O grupo HGM 16° apresentou valores intermediários ($63,30 \pm 26,09 \mu\text{m}$), sendo estatisticamente semelhante aos outros 2 grupos ($p > 0,05$). Ressalta-se que todos os valores de deslocamento axial foram no sentido de intrusão do pilar protético ao corpo dos implantes (Tabela IV).

Tabela IV. Teste Pos-Hoc de Tukey para o deslocamento axial dos 3 tipos de pilares protéticos

		HGM	NRC
ACM	diferença média	53,5	74,0
	p	0,130	0,030
HGM	diferença média	---	20,5
	p	---	0,712

4.2 - ANÁLISE QUANTITATIVA DAS PERDAS DE TORQUES INICIAL E FINAL (RESPECTIVAMENTE, ANTES E APÓS CICLAGEM TERMOMECÂNICA), DOS PILARES PROTÉTICOS AOS IMPLANTES, POR MEIO DE TORQUÍMETRO DIGITAL

Os valores das perdas de torques (%) inicial e final (respectivamente, antes e após ciclagem termomecânica), dos pilares protéticos de diferentes conicidades angulares (ACM= 11,5°, HGM= 16,0° e NRC= 24,0°) aos seus respectivos implantes, por meio da utilização de torquímetro digital, apresentaram distribuição normal (Shapiro-Wilk) e estão descritos na tabela V.

Tabela V. Valores de torque, destorque e perdas de torque dos 3 tipos de pilares protéticos, antes e após ciclagem termomecânica

Tipos de Pilares	Valores Antes da Ciclagem Termomecânica				Valores Após Ciclagem Termomecânica		
	Torque Inicial (N.cm)	Destorque Inicial (N.cm)	Diferença Inicial (N.cm)	Perda de Torque Inicial (%)	Destorque Final (N.cm)	Diferença Final (N.cm)	Perda de Torque Final (%)
ACM	15,0	13,2	1,8	12,0	11,2	3,8	25,3
	15,0	14,8	0,2	1,3	9,0	6,0	40,0
	15,0	15,0	0	0	7,9	7,1	47,3
	15,0	13,0	2,0	13,3	9,1	5,9	39,3
	15,0	15,0	0	0	8,2	6,8	45,3
	15,0	13,5	1,5	10,0	8,0	7,0	46,7
Média±DP	15,0			6,10±6,31			40,60±8,25
HGM	20,0	18,2	1,8	9,0	14,8	5,2	26,0
	20,0	17,5	2,5	12,5	13,6	6,4	32,0
	20,0	19,3	0,7	3,5	12,5	7,5	37,5
	20,0	18,0	2,0	10,0	11,9	8,1	40,5
	20,0	18,2	1,8	9,0	10,5	9,5	47,5
	20,0	18,0	2,0	10,0	13,9	6,1	30,5
Média±DP	20,0			9,00±2,98			35,70±7,75
NRC	35,0	31,4	3,6	10,3	15,6	19,4	55,4
	35,0	33,6	1,4	4,0	25,3	9,7	27,7
	35,0	34,0	1,0	2,9	20,7	14,3	40,9
	35,0	34,3	0,7	2,0	23,7	11,3	32,3
	35,0	31,5	3,5	10,0	22,6	12,4	35,4
	35,0	29,4	5,6	16,0	22,4	12,6	36,0
Média±DP	35,0			7,53±5,48			37,90±9,60

A Análise de Variância (One-Way ANOVA) demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre os grupos, para as perdas de torques inicial (antes da ciclagem termomecânica) dos 3 tipos de pilares protéticos aos seus respectivos implantes: ACM= $6,10 \pm 6,31$ %, HGM= $9,00 \pm 2,98$ %, NRC= $7,53 \pm 5,48$ % (Tabelas VI e VII).

Tabela VI. Valores de perda de torque inicial (%) dos 3 tipos de pilares protéticos (antes da ciclagem termomecânica)

	Média	Desvio Padrão
ACM	6,10 A	6,31
HGM	9,00 A	2,98
NRCC	7,53 A	5,48

* Letras iguais indicam que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela VII. Valores da análise de variância da perda de torque inicial

Fonte de variação	Soma de Quadr.	gl	Quadr. Médio	F	p
Entre os tipos de pilares	25,2	2	12,6	0,481	0,628
Resíduos	393,8	15	26,3		
Total	418,0	17	38,9		

A Análise de Variância (One-Way ANOVA) demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos, para as perdas de torques finais (pós-ciclagem termomecânica) dos 3 tipos de pilares protéticos aos seus respectivos implantes: ACM= $40,65 \pm 8,25$ %, HGM= $35,67 \pm 7,75$ %, NRC= $37,95 \pm 9,60$ % (Tabelas VIII e IX).

Tabela VIII. Valores de perda de torque final (%) dos 3 tipos de pilares protéticos (pós-ciclagem termomecânica)

	Média	Desvio Padrão
ACM	40,60 B	8,25
HGM	35,70 B	7,75
NRCC	37,90 B	9,60

* Letras iguais indicam que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela IX. Valores da análise de variância da perda de torque final

Fonte de variação	Soma de Quadr.	gl	Quadr. Médio	F	p
Entre os tipos de pilares	74,7	2	37,3	0,509	0,611
Resíduos	1101,1	15	73,4		
Total	1175,8	17	110,7		

A Análise de Variância (One-Way ANOVA) das perdas de torques inicial e final (respectivamente antes e após ciclagem termomecânica), quando comparados

conjuntamente, demonstrou haver diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os conjuntos, conforme tabelas X, XI e XII.

Tabela X. Valores de perdas de torques inicial e final (%) dos 3 tipos de pilares protéticos, respectivamente (antes e após ciclagem termomecânica)

Grupo	Perda de Torque Inicial	Perda de Torque Final
ACM	6,10 ($\pm 6,31$) A	40,65 ($\pm 8,25$) B
HGM	9,00 ($\pm 2,98$) A	35,67 ($\pm 7,75$) B
NRCC	7,53 ($\pm 5,48$) A	37,95 ($\pm 9,60$) B

* Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela XI. Valores da análise de variância das perdas de torques inicial e final (%) dos 3 tipos de pilares protéticos

Fonte de variação	soma dos quadr.	GL	Quadr. médio	F	p
Grupos	8497	5	1699,3	34,1	<0,001
Resíduos	1495	30	49,8		
Total	9992				

Tabela XII. Teste Pos-Hoc de Tukey para as perdas de torques inicial e final (%) dos 3 tipos de pilares protéticos

		ACM	HGM	NRCC
		Final	Final	Final
ACM Inicial	diferença média	-34,55		
	p	<0,001		
HGM Inicial	diferença média		-26,67	
	p		<0,001	
NRCC Inicial	diferença média			-30,42
	p			<0,001

5 DISCUSSÃO

O afrouxamento do conjunto pilar protético-implante é a complicação mecânica mais comum em próteses implantossuportadas, especialmente em restaurações unitárias (RICCIARDI-COPPEDE et al., 2009; SIADAT et al., 2017). Nesse contexto, a conexão cônica interna ou tipo Morse foi desenvolvida para melhorar as propriedades biomecânicas e reduzir a incidência de falhas, visto que apresentam resistência dinâmica e estática superior aos outros sistemas de conexão, em decorrência da maior fricção e travamento na interface cônica entre pilar e implante, além de retenção mais estável (YI et al., 2019; YANG et al., 2022).

O presente estudo investigou o efeito de diferentes conicidades (11,5°, 16,0° e 24,0°) de pilares protéticos tipo Morse nas perdas de torques inicial e final e no deslocamento axial após ciclagem termomecânica. A menor angulação do pilar ACM (11,5°) gerou o maior deslocamento axial, enquanto a maior angulação do pilar NRC (24,0°) provocou o menor deslocamento. As perdas de torques não foram influenciadas pelas diferentes conicidades, sendo significativamente maior após a ciclagem. Os resultados obtidos rejeitam parcialmente a hipótese nula.

Ciclos consecutivos de inserção/remoção parecem ter um efeito deletério na união entre o implante e o pilar em vários sistemas de conexão de implantes (RICCIARDI-COPPEDE et al., 2009). Neste estudo, todos os pilares, independente da angulação da conicidade, apresentaram perda de torque antes e após carregamento cíclico. De acordo com os autores BOZKAYA et al. (2005) e PIERMATTI et al. (2006), o torque de remoção imediatamente após o aperto do parafuso é frequentemente menor do que os valores de torque iniciais, tendo como uma possível causa, a deformação plástica das superfícies de contato (RICCIARDI-COPPEDE et al., 2009). O parafuso danificado pelo atrito, pode gerar deslizamento e diminuir o torque de aperto de 2% a 10% (REZAYANI et al., 2020), o que vai ao encontro dos valores percentuais médios encontrados no presente estudo, que variaram de 6 a 9%.

Esse afrouxamento inicial está associado a dois fatores principais, a pré-carga e o efeito de assentamento, em que o primeiro está relacionado à tensão gerada no parafuso após o aperto, necessária para manter os componentes em posição; e o segundo, à acomodação das superfícies de contato do metal (roscas internas e parafuso passante) após o aperto, reduzindo a força de fixação que mantém os componentes em posição (SIADAT et al., 2017; GEHRKE et al., 2017).

Os resultados deste estudo mostraram que o percentual médio de perda de torque foi significativamente maior após a ciclagem termomecânica, independentemente do componente avaliado e corroboram com os achados de outros estudos na literatura (BHERING et al., 2013; JORGE et al., 2013; REZAYANI et al., 2020), nos quais os valores de perda de torque também foram influenciados pela ciclagem mecânica.

Essa redução do torque após o carregamento está de acordo com os mecanismos de falha relatados por BICKFORD (OLIVEIRA SILVA et al., 2017). As forças externas diminuem progressivamente a pré-carga por causa da vibração do parafuso, desgaste das superfícies de contato e efeito de assentamento, assim, quanto maiores os micromovimentos do pilar, maior seria a perda de torque (OLIVEIRA SILVA et al., 2017). Embora uma alta força de atrito entre as roscas impeça o afrouxamento, cargas externas podem diminuir o atrito por compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar e resultar no afrouxamento do mesmo (JORGE et al., 2013; REZAYANI et al., 2020).

O afrouxamento do parafuso é um evento multifatorial que depende não apenas do tipo de conexão, mas também do formato e material do parafuso, tipo e formato dos pilares, ajuste passivo dos componentes protéticos e forças oclusais (OLIVEIRA SILVA et al., 2017; PARDAL-PELÁEZ et al., 2017). No presente estudo, as diferentes conicidades dos pilares tipo Morse não influenciaram significativamente na perda de torque final, porém, mais estudos são necessários para confirmação desses achados. Na literatura, a angulação da conicidade interna de pilares tipo Morse é citada, mas a real influência dessa característica na manutenção do conjunto implante-pilar não é avaliada (GHENSI et al., 2019; YI et al., 2019).

A quantidade de deslocamento axial na conexão interna tipo Morse pode ser afetada por diferentes fatores, como formato da interface, material dos pilares e a condição da superfície associada ao coeficiente de fricção. Conforme acontece o deslocamento, a pré-carga entre o parafuso e o pilar é reduzida e o risco de afrouxamento aumenta (YI et al., 2019). Esse efeito de assentamento ocorre em graus variados e pode aumentar a depender da microrrugosidade entre as superfícies metálicas da conexão implante-pilar (WINKLER et al., 2003). O mecanismo do efeito de acomodação parte do princípio que não existe uma superfície totalmente lisa e justifica-se para minimizar os pontos rugosos sob pressão. Quando da aplicação do torque inicial, esses pontos são as únicas superfícies em contato e, sob carregamento, a abrasão entre as superfícies as tornam mais próximas. O deslocamento vertical no eixo axial está

presente em todas as etapas clínicas e laboratoriais das próteses implantossuportadas, assim, a aplicação de diferentes torques durante o processo de trabalho e o surgimento de discrepâncias na posição do pilar resultam na perda do ajuste passivo da supraestrutura, podendo levar ao desajuste da prótese (DAILEY et al., 2009; SALEH et al., 2017).

De acordo com BRANEMARK (1983), a quantidade aceitável de desajuste é de 10 μm . Para JEMT (1991), o desajuste na conexão externa é clinicamente aceitável até 150 μm , porém, não há relatos sobre o nível de tolerância clínica de desajuste para a conexão interna tipo Morse (SALEH et al., 2017). No presente estudo, o deslocamento axial ocorreu em todos os grupos avaliados, com variação de 42,7 a 116,8 μm . Isso pode ser explicado pelo fenômeno conhecido como “efeito de acomodação”, inerente ao caráter geométrico da estrutura de conexão cônica (WINKLER et al., 2003). BAGEGNI et al. (2021) também relataram valores de deslocamento axial (115 μm) semelhantes aos observados em nosso estudo para conexão cônica tipo Morse. Quando o pilar cônico é colocado no implante, no primeiro momento, nem todas as áreas da interface estão em contato, o que é inevitável devido à tolerância de fabricação. Após a transmissão da força axial pelo aperto do parafuso do pilar com o torque recomendado pelo fabricante, ocorre o deslocamento axial do pilar para dentro do implante (JORGE et al., 2013; YI et al., 2019; GEHRKE et al., 2021).

Um número maior de dados clínicos de longo prazo é observado para o sistema de conexão externa, cujas complicações protéticas estão frequentemente relacionadas ao parafuso, elo de ligação entre o implante e a prótese. Na conexão interna tipo Morse, a fixação e a estabilidade são conferidas pela resistência friccional resultante do contato entre a parte cônica do encaixe do pilar e o implante, porém, poucos são os dados clínicos de longo prazo relatados (LEE et al., 2014). A resistência ao atrito é aumentada com a aplicação de forças compressivas axiais e estas também podem aumentar o deslocamento axial do pilar (KIM et al., 2011).

Em uma revisão sistemática, KATSOULIS et al. (2017) relataram que a desadaptação marginal deve ser de no máximo 2 μm , visto que bactérias periodontopatogênicas apresentam, em média, essa dimensão. No entanto, apesar das especulações, não existem evidências claras sobre o tema, sendo recomendado manter a melhor adaptação possível dos componentes como forma de promover mínimo desajuste marginal. A colonização bacteriana nos *microgaps* ocorre devido à má adaptação dos componentes, ou seja, está potencialmente relacionada com a

acomodação do conjunto pilar-implante, valores de torque de aperto e cargas (SCARANO et al., 2016). A microinfiltração na interface implante/pilar ocorre em todos os sistemas de conexão, sendo as do tipo Morse as mais estáveis do ponto de vista biomecânico (SCHMITT et al., 2014).

No presente estudo, a técnica de microtomografia computadorizada foi utilizada para avaliar o deslocamento axial dos pilares de conexão tipo Morse, pois além de viabilizar a avaliação do conjunto implante-pilar em 3 dimensões (3D), o que não é possível com técnicas radiográficas convencionais e/ou sob microscopia eletrônica de varredura, permite a investigação da conexão implante-pilar de forma não invasiva e não destrutiva. Ainda que estudos na literatura avaliem a presença de *microgap* por meio dessa técnica (SCARANO et al., 2016), a resolução do equipamento aqui utilizado impediu a avaliação desse parâmetro, o que justifica a realização apenas de análises biomecânicas, sem considerar as variáveis microbiológicas envolvidas.

O deslocamento axial da conexão interna pode ocorrer devido a três fatores: tolerância de usinagem, efeito de acomodação e efeito de cunha. A tolerância de usinagem é uma característica intrínseca que existe entre os componentes usinados do implante e é dada pela variação dimensional e rugosidade da superfície. O efeito de acomodação ocorre entre duas superfícies rugosas diferentes (WINKLER et al., 2003). Nesse caso, como os pontos ásperos são reduzidos sob uma carga, o desgaste induz as duas superfícies a ficarem mais próximas. Tanto a conexão interna quanto a externa podem ser afetadas por esses dois fatores, demonstrando deslocamento axial em alguns graus. Na conexão interna há ainda o efeito de cunha, no qual o pilar atua concentrando a força axial compressiva na direção da sua inserção, o que aumenta a pressão de contato e a resistência friccional. Além disso, à medida que o torque de aperto aumenta, o efeito de cunha do pilar aumenta (LEE et al., 2014).

Considera-se que o deslocamento axial do pilar, sob carga funcional, pode ter um grande efeito na estabilidade da conexão interna. Ao usar o pilar que não possui batente vertical, o deslocamento axial pode ocorrer sob uma carga funcional na cavidade oral. Isso implica que a força de tensão dentro do parafuso diminui, indicando uma perda da pré-carga. Quando a pré-carga diminuída atinge um ponto crítico sob carregamento, ocorrerá um afrouxamento do parafuso. RICCIARDI-COPPEDE et al. (2009) relataram a diminuição dos valores de torque de remoção após o carregamento cíclico em um pilar de 2 peças da conexão interna.

De acordo com os resultados desse estudo, após o carregamento cíclico foi encontrada diferença significativa no deslocamento axial dos pilares tipo Morse com diferentes conicidades ($p=0,032$). Os valores foram significativamente maiores no pilar ACM (116,8 μm), com menor conicidade (11,5°), seguido do HGM (16,0°) (63,3 μm) e NRC (24,0°) (42,7 μm). Saleh et al. (2017) também observaram deslocamento vertical maior em pilares tipo Morse de menor angulação (6°) quando comparados a angulação de 11°. Os autores sugerem que aumentar os ângulos da conexão pilar-implante reduz o efeito de acomodação. Por outro lado, no estudo de LEE et al. (2014) foi avaliado o deslocamento axial em duas conexões, tipo Morse 11° e hexágono externo. De acordo com os autores, o deslocamento vertical maior em Morse 11° ocorreu devido à falta de batente vertical no pilar cônico, que desliza nas partes internas do implante, levando ao deslocamento vertical.

À medida que o torque de aperto é aplicado, os pilares da conexão interna podem encravar no implante. Sem o batente vertical definido, a porção cônica do pilar penetra na área oca que fica dentro do implante, resultando em deslocamento axial. Esse efeito pode ocorrer em dois estágios clínicos: durante o aperto do parafuso e durante a carga oclusal (LEE et al., 2014). Na conexão interna, o assentamento e o efeito de cunha irão induzir cooperativamente o deslocamento axial com o aperto e a carga cíclica.

Considerando-se que a longevidade do tratamento reabilitador com próteses implantossuportadas está diretamente relacionada à estabilidade biomecânica do conjunto implante-prótese, conforme mencionada anteriormente, pode-se afirmar que a relevância clínica do presente estudo foi demonstrar que quanto menor a conicidade dos pilares Tipo Morse, maior o deslocamento axial, ocasionando maior instabilidade do conjunto. A ciclagem termomecânica também resultou em perda de torque, independente da conicidade angular.

Diante do exposto e dos poucos estudos que avaliam a influência dos diferentes ângulos de conicidade desses pilares, novas investigações que tenham como desfecho primário esse fator de variação são necessárias para melhor elucidação dos resultados obtidos.

6 CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo e com base nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

- O pilar protético tipo Morse de menor ângulo de conicidade resultou em maior deslocamento axial no implante;
- Os diferentes ângulos de conicidade dos pilares protéticos tipo Morse não influenciaram nas perdas de torques inicial e final;
- Verificou-se que, após ciclagem termomecânica, os valores da perda de torque foram superiores aos iniciais.

REFERÊNCIAS

- ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRANEMARK, P. I.; JEMT, T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 5, n. 1, p. 347-359, 1990.
- ALKAN, I.; SERTGOZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 4, p. 319-325, 2004.
- ANDREIOTELLI, M.; WENZ, H. J.; KOBAL, R. J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 20, suppl. 4, p. 32-47, 2009.
- ATTIAH, E. M. N.; ALGENDY, A. A.; MOSTAFA, T. M. N. Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (in-vitro study). **Int. J. Implant Dent.**, v. 6, n. 30, p. 1-12, 2020.
- BAGEGNI, A.; ZABLER, S.; NELSON, K.; RACK, A.; SPIES, B. C.; VACH, K.; KOHAL, R. Synchrotron-based micro computed tomography investigation of the implant-abutment fatigue-induced microgap changes. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 116, n. 1, p. 01-11, 2021.
- BECKER, W.; BECKER, B. E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. **J. Prosthet. Dent.**, v. 74, n. 1, p. 51-55, 1995.
- BHERING, C. L.; TAKAHASHI, J. M. F. K.; LUTHI, L. F.; HENRIQUES, G. E. P.; CONSANI, R. L. X.; MESQUITA, M. F. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. **Acta Odontol. Scand.**, v. 71, n. 1, p. 404– 409, 2013.
- BINON, P. P. The external hexagonal interface and screw joint stability: A primer on threaded fasteners in implants dentistry. **Quintessence Dent. Technol.**, v. 23, n. 1, p. 91-105, 2000.
- BLUM, K.; WIEST, W.; FELLA, C.; BALLE, A.; DITTMANN, J.; RACK, A.; MAIER, D.; THOMANN, R.; SPIES, B. C.; KOHAL, R. J.; ZABLER, S.; NELSON, K. Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. **Dental Mater.**, v. 31, n. 1, p. 1415-1426, 2015.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, v. 126, n. 4, p. 393-401, 2004.

BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, v. 38, n. 1, p. 87-97, 2005.

BRÅNEMARK, P. I.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSSON, B. O.; LINDSTROM, J.; OHLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRÅNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J. Prosthet. Dent.**, v. 50, n. 3, p. 399-410, 1983.

BREEDING, L. C.; DIXON, D. L.; NELSON, E. W.; TIETGE, J. D. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int. J. Prosthodont.**, v. 6, n. 5, p. 435-439, 1993.

BYRNE D.; JACOBS, S.; O'CONNELL, B.; HOUSTON, F.; CLAFFEY, N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. **J. Prosthodont.**, v. 15, n. 3, p. 164-171, 2006

CERUSO, F. M.; BARNABA, P.; MAZZOLENI, S.; OTTRIA, L.; GARGARI, M.; ZUCCON, A.; BRUNO, G.; DI FIORE, A. Implant-abutment connections on single crowns: A systematic review. **Oral Implantol.**, v. 10, n. 4, p. 349-353, 2017.

CIBIRKA, R. M.; NELSON, S. K.; LANG, B. R.; RUEGGEBERG, F. A. Examination of the implantabutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

CORDEIRO, B. Q. S.; MOURÃO, C. F. A. B.; CARVALHO, W. R.; FONSECA, E. M.; MONTEMEZZI, P.; JAVID, K.; MARTINS, C. C. P.; QUINELATO, V.; MORENO, M. D.; CASADO, P. L. Vertical Discrepancy in Height of Morse Cone Abutments Submitted to Different Torque Forces. **Materials**, v. 14, n. 4950, p. 2-9, 2021.

CUMBO C.; MARIGO L.; SOMMA F.; LA TORRE G.; MINCIACCHI I., D'ADDONA, A. Implant platform switching concept: a literature review. **Eur. Rev. Med. Pharmacol. Sci.**, v. 17, n. 3, p. 392-7, 2013.

DAILEY, B.; JORDAN, L.; BLIND, O.; TAVERNIER, B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 24, n. 2, p. 251-256, 2009.

DE CARVALHO, B. A.; VEDOVATTO, E.; DE CARVALHO, P. S.; MAZARO J. V.; FALCÓN-ANTENUCCI, R. M. Effect of mechanical cycling on screw torque in external hexagon implants with and without platform switching. **Braz. Dent. J.**, v. 26, n. 3, p. 284-287, 2015.

DE OLIVEIRA, S. T. S.; MENDES, A. S. M.; DA SILVA, V. V.; DE MOURA, C. D. V. S. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v. 117, n. 5, p. 621-627, 2017.

FINGER, I. M.; CASTELLON, P.; BLOCK, M.; ELIAN, N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. **Pract. Proced. Aesthet. Dent.**, v. 15, n. 1, p. 625-632, 2003.

GOMEZ-MEDA, R.; ESQUIVEL, J.; BLATZ, M. B. The esthetic biological contour concept for implant restoration emergence profile design. **J. Esthet. Restor. Dent.**, v. 33, n. 1, p. 173-184, 2021.

GEHRKE, S. A.; DEDAVID, B. A.; DE OLIVEIRA, F. G. V. A new design of a multifunctional abutment to morse taper implant connection: Experimental mechanical analysis. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 116, n. 10, p. 4347, 2021.

GEHRKE, S. A.; DELGADO-RUIZ, R. A.; PRADOS-FRUTOS, J. C.; PRADOS-PRIVADO, M.; DEDAVID, B. A.; GRANERO-MARÍN, J. M.; CALVO-GUIRADO, J. L. Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In Vitro Study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 32, n. 4, p. 822-829, 2017.

GEHRKE, S. A.; SCARANO, A.; CORTELLARI, G. C.; FERNANDES, G. V. O.; MEQUITA, A. M. M.; BIANCHINI, M. A. Marginal Bone Level and Biomechanical Behavior of Titanium-Indexed Abutment Base of Conical Connection Used for Single Ceramic Crowns on Morse-Taper Implant: A Clinical Retrospective Study. **J. Funct. Biomater.**, v. 14, n. 3, p. 128, 2023.

- GHENSI P, TONETTO G, SOLDINI C, BETTIO E, MORTELLARO C, SOLDINI C. Dental Implants With a Platform-Switched Morse Taper Connection and an Osteo Growth Induction Surface. **J. Craniofac. Surg.**, v. 30, n. 4, p. 1049-1054, 2019.
- GONZÁLEZ-MARTÍN, O.; LEE, E.; WEISGOLD, A.; VELTRI, M.; SU, H. Contour management of implant restorations for optimal emergence profiles: guidelines for immediate and delayed provisional restorations. **Int. J. Period. Rest. Dent.**, v. 40, n. 1, p. 61-70, 2020.
- HOYER, S. A.; STANFORD, C. M.; BURANADHAM, S.; FRIDRICH, T.; WAGNER, J.; GRATTON, D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in widenediameter versus standard-diameter hex-type implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 6, p. 599-607, 2001.
- ITINOCHE, M. K.; OYAFUSO, D. K.; MIYASHITA, E.; ARAÚJO, M. A. J.; BOTTINO, M. A. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. **Cienc. Odontol. Bras.**, v. 7, n. 2, p. 47-54, 2004.
- JACK, P.; YOUSEF, 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.**, v. 15, n. 4, p. 427-435, 2006.
- JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991.
- JORGE, J. R.; BARAO, V. A.; DELBEN, J. A.; ASSUNÇÃO, W. G. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 28, n. 2, p. 415-422, 2013.
- JUNG, R. E.; PJETURSSON, B. E.; GLAUSER, R.; ZEMBIC, A.; ZWAHLEN, M.; LANG, N. P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant supported single crowns. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 19, n. 1, p. 119-130, 2008.

KARAM, F. K. Comportamento mecânico de implantes cone Morse com conicidade interna em 16°. 2020. 95 f. **Tese (Doutorado em Odontologia)** - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. DOI <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2020.32>.

KATSOULIS, J.; TAKEICHI, T.; SOL-GAVIRIA, A.; PETER, L.; KATSOULIS, K. Misfit of implant prostheses and its impact on clinical outcomes. Definition, assessment and a systematic review of the literature. **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 10, Suppl. 1, p. 121-138, 2017.

KHRAISAT, A.; HASHIMOTO, A.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J. Prosthet. Dent.**, v. 91, n. 4, p. 326-34, 2004.

KIM, K. S.; LIM, Y. J.; KIM, M. J.; KWON, H. B.; YANG, J. H.; LEE, J. B.; YIM, S. H. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 22, n. 8, p. 834-839, 2011.

LEE, J. H.; KIM, D. G.; PARK, C. J.; CHO, L. R. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 25, n. 2, p. e83-89, 2014.

LIN, C. L.; CHANG, S. H.; CHANG, W. J.; KUO, Y. C. Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 115, n. 1, p. 408-416, 2007.

MERS, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 15, n. 1, p. 519-526, 2000.

MISHRA, S. K.; CHOWDHARY, R.; KUMARI, S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. **J. Clin. Diag. Res.**, v. 11, n. 6, p. 10-15, 2017.

NORTON, M. R. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 8, n. 1, p. 290-298, 1997.

OZDILER, A.; BAKIR-TOPCUOGLU, N.; KULEKCI, G.; ISIK-OZKOL, G. Effects of taper angle and sealant agents on bacterial leakage along the implant-abutment interface: an in vitro study under loaded conditions. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 33, n. 5, p. 1071–1077, 2018.

PAPHANGKORAKIT, J.; OSBORN, J. W. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. **Arch. Oral Biol.**, v. 42, n. 1, p. 11-17, 1997.

PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. **J. Clin. Exp. Dent.**, v. 19, n. 11, p. e1355-1361, 2017.

PARK, J. K.; CHOI, J. U.; JEON, Y. C.; CHOI, K. S.; JEONG, C. M. Effects of abutment screw coating on implant preload. **J. Prosthodont.**, v. 19, n. 6, p. 458-464, 2010.

PIERMATTI, J.; YOUSEF, H.; LUKE, A.; MAHEVICH, R.; WEINER, S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant system. **Implant. Dent.**, v. 15, n. 1, p. 427– 435, 2006.

QUARESMA, S. E. T.; CURY, P. R.; SENDYK, W. R.; SENDYK, C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. **J. Oral Implantol.**, v. 34, n. 1, p. 1-6, 2008.

REZAYANI, V.; ALIKHASI, M.; MONZAVI, A. Effect of Serrating Abutment-Implant Mating Surface on Torque Stability of Implant-Abutment Connection, Before and After Cyclic Loading. **J. Oral Implantol.**, v. 46, n. 6, p. 555-561, 2020.

RICCIARDI-COPPEDÊ, A.; DE MATTOS, M. D. A. G.; RODRIGUES, R. C.; RIBEIRO, R. F. 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.**, v. 20, n. 6, p. 624-632, 2009.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, v. 9, n. 3, p. 97-103, 2001.

SAMMOUR, S. R.; EL-SHEIKH, M. M.; EL-GENDY, A. A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: in-vitro study. **Dent Mater.**, v. 35, n. 11, p. 265-271, 2019.

SALEH, S. F.; ABOLFAZLI, N.; JANNATI, A. S.; TAGHIZADE, M. M.; GHAREKHANI, V. The effect of repeated torque tightening on total lengths of implant abutments in different internal implant–abutment connections. **J. Dent. Res. Dent. Clin. Dent. Prospects**, v. 11, n. 2, p. 110-116, 2017.

SAILER, I.; SAILER, T.; STAWARCZYK, B.; JUNG, R. E.; HAMMERLE, C. H. F. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 24, n. 1, p. 850-858, 2009.

SCARANO, A.; PERROTTI, V.; PIATTELLI, A.; IACULLI, F.; IEZZI, G. Sealing capability of implant-abutment junction under cyclic loading: a toluidine blue in vitro study. **J. Appl. Biomater. Funct. Mater.**, v. 13, n. 3, p. e293–e295, 2015.

SCARANO, A.; VALBONETTI, L.; DEGIDI, M.; PECCI, R.; PIATTELLI, A.; DE OLIVEIRA, P. S.; PERROTTI, V. Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. **Implant. Dent.**, v. 25, n. 5, p. 656-662, 2016.

SCHMITT, C. M.; NOGUEIRA-FILHO, G.; TENEBBAUM, H. C.; LAI, J. Y.; BRITO, C.; DORING, H.; NONHOFF, J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. **J. Biomed. Mater. Res., Part A**, v. 102, n. 1, p. 552–574, 2014.

SCHWARZ, F.; HEGEWALD, A.; BECKER, J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 25, n. 1, p. 417-425, 2014.

SIADAT, H.; BELBASI, S.; ALIKHASI, M.; NAZARI, V.; BEYABANAKI, E. Effect of Implant Connection Type and Depth on the Seating Accuracy of Hand-Tightened Abutments. **J. Prosthodont.**, v. 28, n. 2, p. e661-665, 2019.

VALENTE, M. L. C.; BOLFARINI, C.; DE OLIVEIRA, D. P.; DOS REIS, A. C. Dental mini-implant designs to support overdentures: Development, biomechanical evaluation, and 3D digital image correlation. **J Prosthet Dent.**, v. 128, n. 4, p. 754-763, 2022.

VILLA, G.; STAVOLA, L.; FINCATO, A.; GUIDA, A.; MAGLIANO, A.; MERLI, M.; POLIZZI, G.; KARL, M. Short, Parallel-Walled, Conical-Connection Implants for

a Broad Range of Indications in the Maxilla and Mandible: Retrospective Multicenter Study with up to 33 Months of Follow-Up. **Quintessence International**, v. 1, n.1, p. 1-7, 2018.

VINHAS, A. S.; AROSO, C.; SALAQZAR, F.; LÓPEZ-JARANA, P.; RÍOS-SANTOS, J. V.; HERRERO-CLIMENT, M. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant–Abutment Connections. **Int. J. Environ. Res. Public Health**, v. 17, n. 8685, p. 1-20, 2020.

VILLARINHO, E. A. **Avaliação da pré-carga e do torque de remoção após ciclagem mecânica da conexão implante-pilar-protético tipo cone Morse com e sem índice de posicionamento**. Dissertação. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia-PUCRS, p. 64, 2012.

WINKLER, S.; RING, K.; RING, J. D.; BOBERICK, K. G. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. **J. Oral Implantol.**, v. 29, n. 5, p. 242-245, 2003.

WISKOTT, H. W.; BELSER, U. C. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a work- ing hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin. Oral Impl. Res.**, v. 10, n. 1, p. 429–444, 1999.

YANG, F.; RUAN, Y.; LIU, Y.; CHEN, J.; CHEN, Y.; ZHANG, W.; DING, Y.; WANG, L. Abutment mechanical complications of a Morse taper connection implant system: A 1 to 9 year retrospective study. **Clin. Implant. Dent. Relat. Res.**, v. 24, n. 5, p. 683-695, 2022.

YI, Y.; HEO, S. J.; KOAK, J. Y.; KIM, S. K. Comparison of CAD/CAM abutment and prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque, and tensile removal force. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 11, n. 6, p. 305-312, 2019.

YÜZÜGÜLLÜ, B.; AVCI, M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 10, n. 2, p. 113-121, 2008.

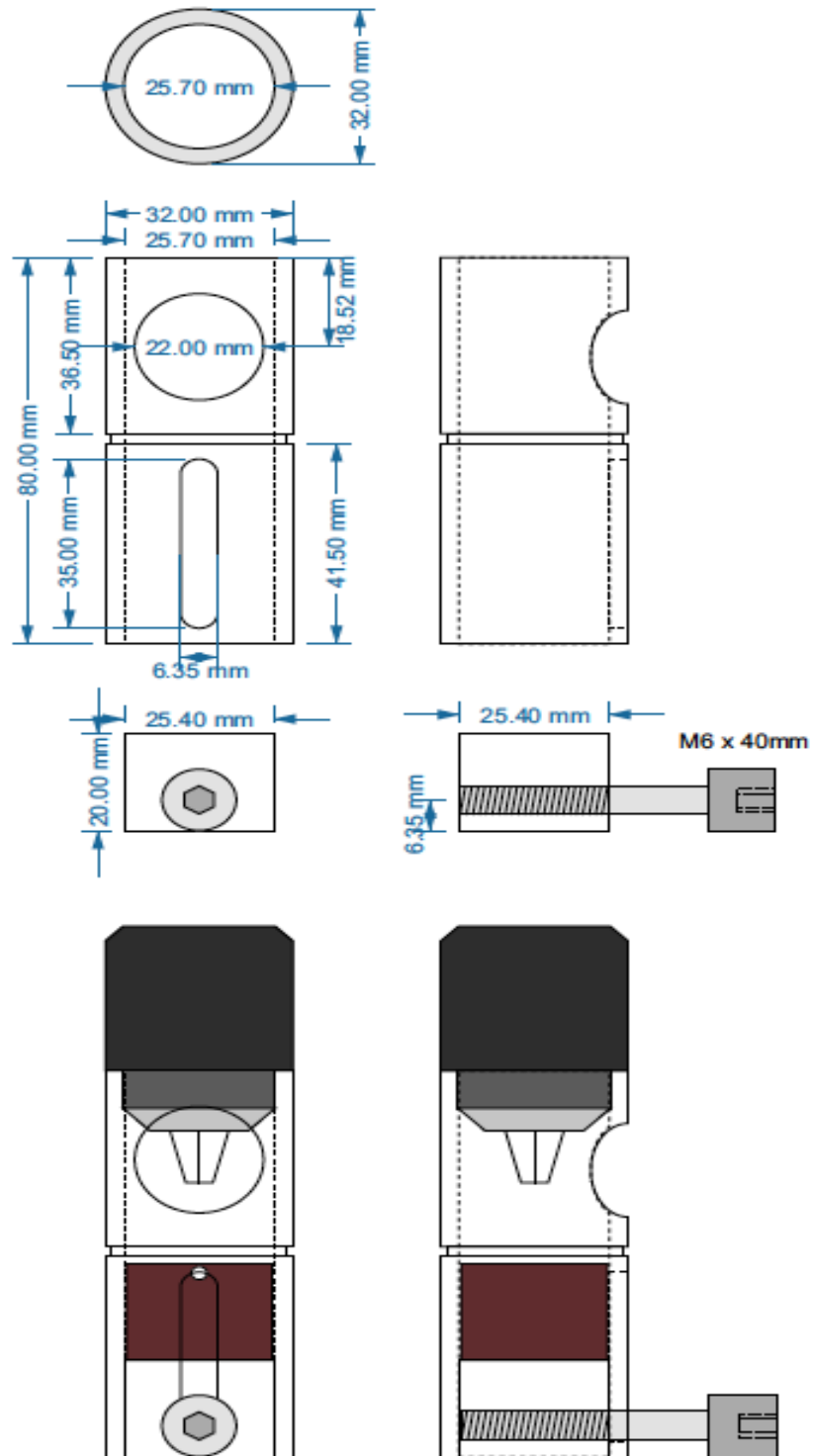
APÊNDICES

Apêndice 1. Fotografia dos materiais e equipamentos para construção do dispositivo para centralização dos implantes: mandril 3/8 ou 9 mm e 24F (rosca interna do mandril com 24 fios por polegada); chave para aperto, um parafuso de inox, um cilindro de alumínio e um cilindro branco de poliacetal



Fonte: Autor

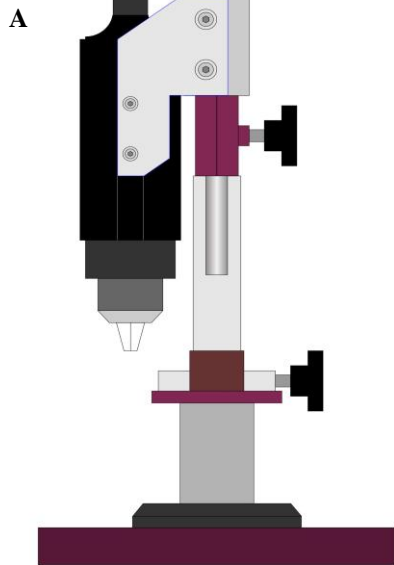
Apêndice 2. Desenho técnico do dispositivo construído para inclusão dos implantes nos cilindros de PVC de forma centralizada



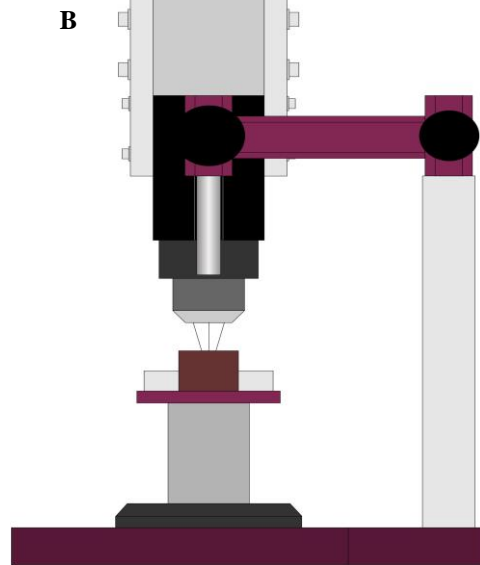
Fonte: Autor

Apêndice 3. Desenhos técnicos do suporte para torquímetro: vista frontal (A), vista lateral (B), vista superior (C) e Desenho técnico (D)

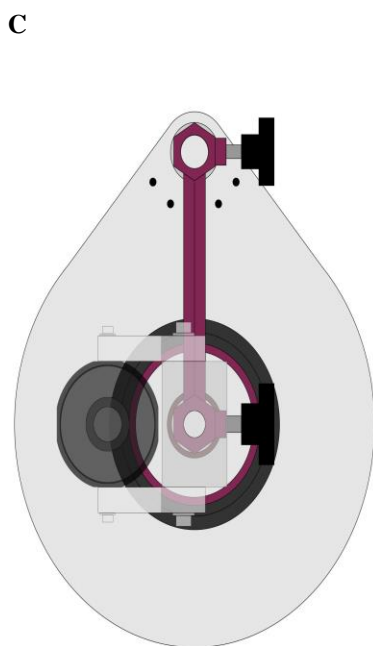
SUPORE PARA TORQUIMETRO NO DELINEADOR



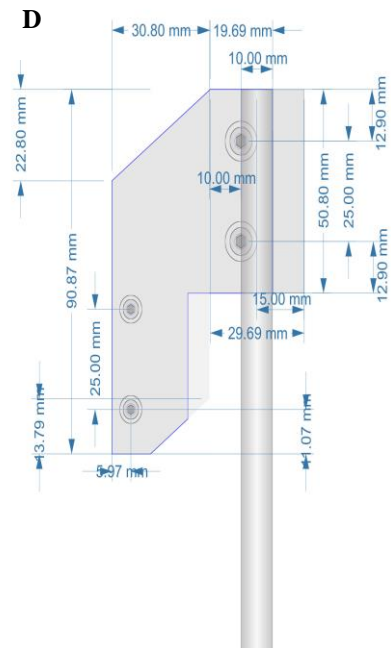
SUPORE PARA TORQUIMETRO CENTRALIZADO NO DELINEADOR



SUPORE PARA TORQUIMETRO NO DELINEADOR

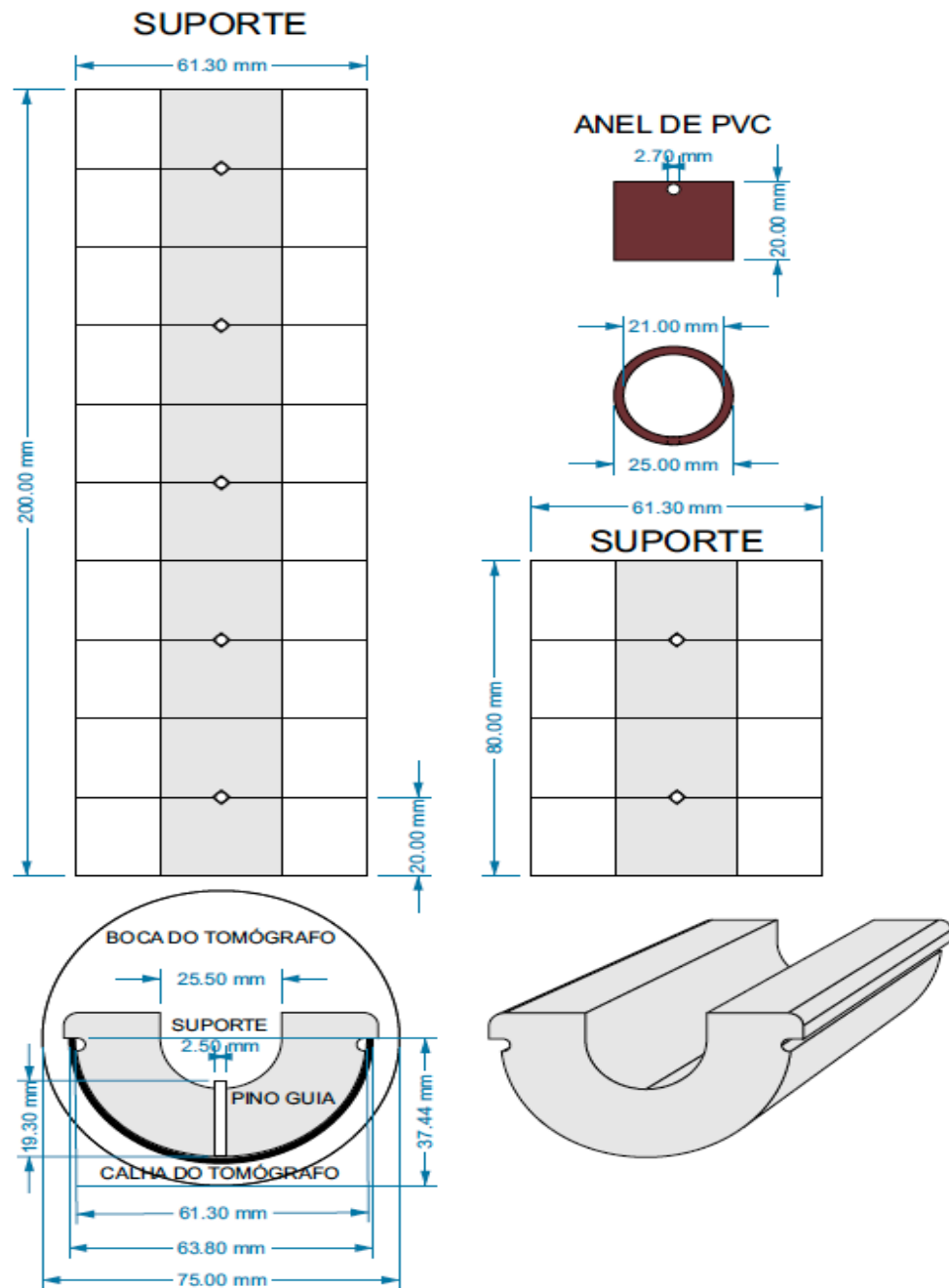


SUPORE PARA TORQUIMETRO



Fonte: Autor

Apêndice 4. Desenho técnico do dispositivo para reprodução do posicionamento dos cilindros antes e após termociclagem mecânica



Fonte: Autor