

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Nicolý Schmidt Figur

**ANÁLISE DO TORQUE DE FRATURA DOS
PARAFUSOS PROTÉTICOS DE
MINIPILARES DE PROTOCOLO INFERIOR:
ESTUDO LABORATORIAL APÓS SEIS
MESES DE USO CLÍNICO**

Passo Fundo

2024

Nicolý Schmidt Figur

**ANÁLISE DO TORQUE DE FRATURA DOS PARAFUSOS
PROTÉTICOS DE MINIPILARES DE PROTOCOLO INFERIOR:
ESTUDO LABORATORIAL APÓS SEIS MESES DE USO CLÍNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Pedro Henrique Corazza.

Passo Fundo

2024

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Nascida em Getúlio Vargas, Rio Grande do Sul no dia 17 de abril de 2000. Filha de Cleber Adriano Figur e Elaine Bento Schmidt.

Formada em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo, em janeiro de 2023. Atualmente, integra um grupo de profissionais em uma clínica particular, nas cidades de Getúlio Vargas e Sertão, Rio Grande do Sul, atuando como clínica geral.

Iniciará em março de 2025 o doutorado em odontologia.

AGRADECIMENTOS

Nesta intensa jornada de dois anos de mestrado, tenho muitos motivos para agradecer. Em primeiro lugar, à minha família, que, mais uma vez, não poupou esforços para me ajudar a realizar este sonho. Estiveram ao meu lado nos momentos de vitória e foram ainda mais fundamentais nas dificuldades.

Não poderia deixar de citar meu pai, Cleber, o qual batalhou ao meu lado, me incentivando e fez todo o possível para que o almejado título de mestre pudesse se tornar realidade.

Também não posso deixar de expressar gratidão ao meu namorado, Weslen, que fez parte de cada etapa avançada, me apoiando, auxiliando e vibrando. Obrigada por ser meu parceiro de vida.

Aos meus colegas de jornada, em especial Mirella e João, também deixo meu agradecimento. Por vocês sempre lembrarei do mestrado como sinônimo de amizade e companheirismo.

Além disso, agradeço de todo meu coração aos professores e funcionários do PPGOdonto, ao meu orientador Dr. Pedro Henrique Corazza e ao meu co-orientador Dr. João Paulo de Carli, os quais enriqueceram grandiosamente minha experiência no mestrado.

Também agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), a qual foi responsável pelo apoio financeiro na

elaboração dessa pesquisa e pelo incentivo na progressão da ciência e pesquisa no nosso país.

Por fim, agradeço a Deus, que semeou em meu coração o desejo de trilhar o caminho da docência e me trouxe até aqui. Foi Ele quem me protegeu em cada viagem, iluminou minhas decisões e sustentou cada passo dessa jornada.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS	6
SUMÁRIO	8
LISTA DE TABELAS	9
LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE ABREVIATURAS	11
2. REVISÃO DE LITERATURA	17
3. PROPOSIÇÃO	39
4. MATERIAIS E MÉTODOS	41
5. RESULTADOS	53
6. DISCUSSÃO	57
7. CONCLUSÃO	62
8. REFERÊNCIAS	63
9. APÊNDICES	75
ARTIGO A SER SUBMETIDO	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Características da amostra e percentual.....

Tabela 2 - Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com a localização do parafuso no arco e o número de implantes.....

Tabela 3 - Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com o número de implantes apenas.....

Tabela 4 - Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com a razão CL/AP e localização no arco.....

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Extensão AP é a distância entre essas 2 linhas, representada pela seta azul.....	
Figura 2 - Torquímetro Digital Portátil Lutron TQ – 8800	
Figura 3 - Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com implantes.....	4
Figura 4 - Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com 5 implantes.....	
Figura 5 - Desinfecção dos parafusos em detergente enzimático – pacientes com implantes.....	4
Figura 6 - Desinfecção dos parafusos em detergente enzimático – pacientes com implantes.....	5
Figura 7 - Torquímetro Digital Aliyiqi AWM - 100.....	
Figura 8 - Análogo com parafuso firmado pela mini morsa.....	
Figura 9 - Soquete sextavado adaptado ao torquímetro com a chave digital.....	
Figura 10 - Visor do torquímetro digital indicando o valor do torque em N/m no momento da fratura do parafuso.....	
Figura 11 - Mensuração da distância ântero-posterior (AP)	

LISTA DE ABREVIATURAS

α – Alfa (nível de significância do teste)

AP - Propagação anteroposterior

Au - Parafusos de ouro-paládio com revestimento de ouro 24 quilates

CEP-UPF - Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Passo Fundo

CL/AP < 1 - cantilever/razão de propagação anteroposterior inferior a 1

CO/UPF - Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo

FM – Força mecânica

HE – Hexágono externo

HI – Hexágono interno

Liga Ti6Al4V - Liga de titânio alfa-beta

mm – Milímetros

mm/min – Milímetro por minuto

N – Newton

n – Número de repetições por grupo

N/cm² – Newton por centímetro quadrado

Nm – Nanómetro

Ti – Titânio

Ti CP – Titânio comercialmente puro

TiC – parafuso de liga de titânio com revestimento de carbono diamantado

TiN - Parafuso titânio com revestimento de nitreto de alumínio-titânio

TR – Torque de remoção

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi relacionar o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares de próteses do tipo protocolo inferior com a relação cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), a região do implante, e o número de implantes. Para isso, foram utilizados 91 parafusos protéticos retirados de pacientes que possuem reabilitação de arco total com próteses implanto suportadas inferiores do tipo protocolo. O experimento foi realizado com pacientes reabilitados no Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (UPF). Após removidos dos pacientes em consultas de manutenção, os parafusos protéticos passaram por um teste de resistência mecânica (torque de fratura) através do uso de um torquímetro digital Aliyiqi AWM – 100. Foram calculadas as médias de torque de fratura para os parafusos localizados nas distais da prótese e as médias para os parafusos centrais (variável região). A razão CL/AP foi considerada calculando-se a razão entre a extensão do cantilever e a distância ântero-posterior dos implantes. O cantilever de cada protocolo foi medido com o auxílio de uma régua, levando em consideração a distância entre a distal do último minipilar e o final da prótese. Os valores foram comparados com duas análises sequenciais de Anova 2-fatores, seguidas pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). A análise considerando número de implantes e localização no arco demonstrou que o fator número de implantes foi significativo ($p = 0,003$). A localização ($p = 0,941$) e a interação ($p = 0,479$) não deram significância. A comparação considerando a razão CL/AP e localização no arco demonstrou não haver significância estatística para os fatores razão CL/AP ($p = 0,906$), localização no arco ($p = 0,558$) e interação dos fatores ($p = 0,626$). Sendo assim, foi possível concluir que os parafusos protéticos de protocolos reabilitados com 5 implantes apresentam um torque de fratura superior em comparação aos protocolos com 4 implantes. Além disso, a razão CL/AP e a localização dos parafusos no arco (distais e centrais) não influenciam significativamente no torque de fratura dos parafusos protéticos de minipilares, após 13,8 meses de uso clínico.

Palavras-chave: Implante dentário; Próteses e Implantes; Prótese Dentária Fixada por Implante.

ABSTRACT¹

The aim of this study was to relate the fracture torque of prosthetic screws of mini-abutments of lower protocol-type prostheses with the cantilever/anteroposterior extension (CL/AP) ratio, the implant region, and the number of implants. For this purpose, 91 prosthetic screws removed from patients undergoing full-arch rehabilitation with implant-supported lower protocol-type prostheses were used. The experiment was carried out with patients rehabilitated in the Dentistry Course at the University of Passo Fundo (UPF). After being removed from the patients during maintenance appointments, the prosthetic screws underwent a mechanical resistance test (fracture torque) using an Aliyiqi AWM-100 digital torque meter. The fracture torque averages were calculated for the screws located in the distal parts of the prosthesis and the averages for the central screws (region variable). The CL/AP ratio was considered by calculating the ratio between the cantilever extension and the anteroposterior distance of the implants. The cantilever of each protocol was measured with the aid of a ruler, taking into account the distance between the distal of the last mini-abutment and the end of the prosthesis. The values were compared with two sequential 2-factor ANOVA analyses, followed by the Tukey test ($\alpha = 0.05$). The analysis considering the number of implants and location in the arch demonstrated that the number of implants factor was significant ($p = 0.003$). The location ($p = 0.941$) and the interaction ($p = 0.479$) were not significant. The comparison considering the CL/AP ratio and location in the arch demonstrated that there was no statistical significance for the CL/AP ratio factors ($p = 0.906$), location in the arch ($p = 0.558$) and interaction of the factors ($p = 0.626$). Therefore, it was possible to conclude that the prosthetic screws of protocols rehabilitated with 5 implants present a higher fracture torque compared to protocols with 4 implants. Furthermore, the CL/AP ratio and the location of the screws in the arch (distal and central) do not significantly influence the fracture torque of the mini-abutment prosthetic screws after 13.8 months of clinical use.

Key words: Dental implant; Prostheses and Implants; Dental Prosthesis, Implant-Supported.

¹ Title (título em inglês)

1. INTRODUÇÃO

Durante as últimas décadas, a implantodontia emergiu como um dos pilares da odontologia moderna. Os implantes dentários aumentam significativamente as possibilidades de tratamento para restaurar a função e a estética de pacientes edêntulos, com taxas de sucesso a longo prazo tão altas quanto 96,4% (HOWE *et al.*, 2019). Essas altas taxas expandiram sua utilização, e os cenários clínicos provenientes desse tipo de reabilitação precisam ser estudados (HJALMARSSON *et al.*, 2016).

A previsibilidade e o sucesso do tratamento com implantes estão fortemente relacionados às diferentes cargas e condições a que o implante é submetido durante sua função. Assim, condições biomecânicas desfavoráveis podem induzir reabsorção óssea e falhas como afrouxamento de parafusos, fratura do material de revestimento das próteses e peri-implantite. A maior parte das falhas mecânicas, historicamente, são relacionadas à instabilidade da conexão entre o implante e a prótese (HAAS *et al.*, 1995; KIM *et al.*, 2005). Porém, hoje, com o aumento da utilização de pilares intermediários, as falhas mecânicas passaram a ocorrer na união prótese-componente intermediário (OMORI *et al.*, 2020).

Quando próteses do tipo protocolo são confeccionadas sobre pilares protéticos, o parafuso de fixação possui estruturas que permitem um torque de 10 N/cm² (segundo os fabricantes). Ao exercer o torque é gerada uma pré-carga no parafuso. Se esta for inadequada, a estabilidade

do conjunto pode ser prejudicada, podendo resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso (DO PRADO *et al.*, 2014; HUANG E WANG, 2019).

A pré-carga real depende do acabamento das interfaces, do atrito entre os componentes, da geometria e das propriedades do material (SAKAGUCHI E BORGERSEN, 1995). Devido a isso, é importante entender as forças que afetam as próteses implantossuportadas, para reduzir complicações e manter a integridade na interface implante/osso.

O resultado protético é o determinante final do sucesso geral do tratamento. Dessa forma, o êxito clínico das reabilitações com próteses implantossuportadas está diretamente ligado a um adequado ajuste entre coroa e pilar protético. Isto é fundamental para manter o equilíbrio mecânico e biológico e para reduzir a carga no pilar, parafuso, e osso, pois uma excelente adaptação interna facilita o encaixe da coroa protética sem comprometer sua resistência e retenção (SÁ *et al.*, 2017).

As próteses do tipo protocolo possuem a incorporação de uma extensão cantilever, que permite a realização de reabilitações em áreas anatomicamente comprometidas. É possível ter protocolos apoiados em 5 implantes, como também em 4 implantes. Neste caso, os 4 implantes são colocados entre forames, com os 2 implantes posteriores angulados em aproximadamente 30°, a fim de reduzir o cantilever distal da prótese (ANITUA *et al.*, 2022; ALTUWAIJRI *et al.*, 2022). Uma maior concentração de tensão é observada na região desses implantes distais, já que é uma região de alta carga mastigatória. A tensão é influenciada pelo tipo de arco antagonista e pelo comprimento do cantilever (BITTENCOURT *et al.*, 2022). Dessa forma, atentar-se à influência de diferentes pontos é fundamental, como a presença da extensão cantilever distal ao último implante, região em que os implantes estão localizados no

arco e, sobretudo, o número de implantes que suportam a prótese do tipo protocolo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fundamentos em Implantodontia

Os implantes dentários são estruturas funcionais cujo objetivo é remediar o edentulismo. São definidos como um dispositivo protético feito de material aloplástico implantado nos tecidos orais abaixo da camada mucosa e/ou periosteal e sobre ou dentro do osso para fornecer retenção e suporte para uma prótese dentária fixa ou removível. Assim, são capazes de fornecer um meio previsível, eficaz e confiável para a substituição dos dentes. Além disso, os implantes dentários proporcionam aos pacientes edêntulos parciais e totais a função e a estética que tinham com a dentição natural, permitindo que eles recuperem a função mastigatória, fala, sorriso e deglutição (TAGLIARENI e CLARKSON, 2015; BHANDARI *et al.*, 2020).

A reabilitação com implantes dentários na região maxilomandibular foi introduzida por Branemark e tornou-se um tratamento padrão ouro para a reabilitação de indivíduos parcialmente ou totalmente edêntulos, passando assim a ser uma prática comum na odontologia. Nos últimos anos foi possível observar o significativo desenvolvimento de uma variedade de superfícies e de materiais, bem como inovações em técnicas cirúrgicas e protéticas, tornando o campo da implantodontia de rápido crescimento (CORAY *et al.*, 2016; KELEKIS CHOLAKIS e ROTHNEY, 2019; BITTENCOURT *et al.*, 2022).

O sucesso a longo prazo desse modelo de reabilitação está associado a uma adaptação precisa entre os componentes protéticos,

estética, equilíbrio do sistema estomatognático e resistência dos movimentos mastigatórios (BITTENCOURT *et al.*, 2022). Padrões recentes em implantodontia pretendem fornecer restaurações protéticas com os melhores resultados estéticos e funcionais. Vários parâmetros foram sugeridos para alcançar resultados de referência: altura óssea adequada, largura e projeção sagital, quantidade e qualidade adequada de tecidos moles, papilas e contorno gengival adequados (BHANDARI *et al.*, 2020).

Existem alguns requisitos que são levados em conta quando se fala em sucesso do implante. O primeiro é a biocompatibilidade que visa minimizar as reações de corpo estranho pelo sistema imunológico do paciente. Este requisito é de natureza limitante quanto à escolha dos materiais que podem ser considerados para a fabricação de implantes (SHEMTOV-YONA E RITTEL, 2016).

Os implantes dentários são essencialmente feitos de titânio comercialmente puro e liga Ti6Al4V. Uma consideração relacionada à seleção de materiais é sua rigidez. O titânio e suas ligas possuem uma rigidez relativamente baixa (módulo de Young) quando comparados aos aços, fato que os aproxima da rigidez dos ossos nos quais estão implantados. Combinar o máximo possível a rigidez do osso e do implante reduz os gradientes de tensão, limitando assim a carga transferida para o suporte ósseo (SHEMTOV-YONA E RITTEL, 2016).

A osseointegração é o próximo requisito importante, originalmente definido por Branemark (1952) como uma “conexão estrutural e funcional direta entre o osso vivo e a superfície de um implante de suporte de carga”. Um implante dentário osseointegrado reflete a fixação biológica e mecânica do implante no osso maxilar sob função clínica normal.

Imediatamente após a implantação, as reações das células inflamatórias, bem como das células ósseas, ocorrem na interface osso-implante. Esses eventos são seguidos pelo processo de regeneração óssea, que é regulado por diversos fatores biológicos nas proximidades do implante. Posteriormente, ocorre a remodelação óssea e isso vai garantir alta qualidade de contato do osso com o implante, fornecendo estabilidade biomecânica de longo prazo (ALGHAMDI E JANSEN, 2020).

A condição da superfície do implante é outro fator primordial para sua integração bem-sucedida. A rugosidade da superfície dos implantes se estabeleceu como um padrão ouro, de modo que vários tipos de tratamentos de rugosidade da superfície são usados rotineiramente hoje em dia, como processamento a laser, revestimentos especiais (alguns dos quais podem ser biofuncionalizados) e, finalmente, jateamento e ataque ácido, o qual é o tratamento mais popular hoje em termos de facilidade de aplicação (SHEMTOV-YONA E RITTEL, 2016).

Ao planejar uma reabilitação, deve-se levar em consideração o sistema de fixação da prótese sobre o implante, a qual pode ser parafusada ou cimentada. Estes sistemas de fixação são selecionados com base na quantidade de retenção necessária, morfologia da mandíbula e da maxila, tipo de rebordo, função da cavidade oral, custos, preferência do clínico, facilidade de uso e adesão do paciente (BITTENCOURT *et al.*, 2022) (NEJATIDANESH *et al.*, 2022).

Os sistemas parafusados são geralmente utilizados em pacientes edêntulos totais, devido à facilidade de reparo e remoção para limpeza e manutenção da saúde dos tecidos periodontais. Porém, alguns estudos relataram complicações, como soltura do parafuso, maiores concentrações de tensão, menor dissipação de força e fratura do parafuso. Já as próteses

cimentadas, são geralmente indicadas em reabilitações únicas, nos quais a estética é fundamental (BITTENCOURT *et al.*, 2022).

A carga oclusal das próteses sobre implantes são um requisito indispensável para ser analisado durante o planejamento do caso. Menini *et al.* (2015) sugerem em seu estudo que a presença de uma estrutura rígida em próteses fixas de arcada completa proporciona uma melhor distribuição de carga, o que diminui os valores máximos de tensão nos níveis de implantes, próteses e osso maxilar.

Quando ocorre edentulismo total a reabsorção óssea continua ao longo do tempo, o que pode resultar em uma relativa proeminência do maxilar e assim, a perda de músculo intra-oral acessórios podem interferir na função das próteses. É por esse motivo que se faz necessário, ainda na fase de planejamento, avaliar a eficiência da função mastigatória. Isso requer conhecimento da condição de todas as partes do sistema estomatognático (FLANAGAN, 2005).

A força de mordida pode ser medida próximo à posição de máxima intercuspidação, que fornece uma melhor oportunidade para mensuração em condições “naturais”. Também nesta posição, a maioria dos contatos dentários ocorrem durante a mastigação e os músculos de fechamento são capazes de exercer o máximo da força mastigatória. Assim, os resultados dos estudos de Baca *et al.* (2013) mostraram que próteses suportadas por implantes exibiam uma força de mordida 2 vezes maior do que próteses totais removíveis.

Outro fator relevante no planejamento de implantes dentários é o comprimento do implante. Na área posterior, a altura vertical do osso é frequentemente limitada pelo seio maxilar ou pelo nervo alveolar inferior, o que geralmente resulta no uso de implantes mais curtos (THOMA *et al.*,

2021). Além disso, a reabsorção óssea também pode limitar a quantidade de osso alveolar residual disponível para a inserção do implante (DURKAN et al., 2019). Assim, extensões cantilever são comumente utilizadas em próteses sobre implantes, visando aumentar a área de extensão das próteses em casos de presença de estruturas anatômicas importantes, como seio maxilar e forame mentoniano, e quantidade óssea insuficiente no sentido vertical e/ou horizontal para a colocação de implantes. Dessa forma, evitam-se os procedimentos de enxerto ósseo, reduzindo consequentemente o risco de complicações biológicas, além de evitar o aumento do tempo de cicatrização e o aumento dos custos do tratamento (DA SILVA *et al.*, 2018).

As próteses definitivas projetadas com cantilever distais aos últimos implantes em ambos os lados da mandíbula, inicialmente foram fabricadas com comprimentos de cantilever determinados empiricamente. Mais tarde, os comprimentos do cantilever foram questionados, especialmente em relação às complicações associadas a segmentos fraturados (DRAGO *et al.*, 2016). Dependendo do posicionamento do implante posterior e do grau de atrofia da mandíbula, a presença de cantilever pode aumentar o risco de complicações mecânicas nas próteses em até 50% (BHANDARI *et al.*, 2020).

Quando a extensão cantilever não for planejada adequadamente pode resultar em distribuição desigual das forças mastigatórias, perda da pré-carga, fratura da prótese e afrouxamento do parafuso protético. A perda da pré-carga é uma das principais causas de afrouxamento do parafuso, pois afirma-se que apenas 10% do torque inicial é transformado em pré-carga, enquanto os outros 90% são usados para superar o atrito entre as superfícies irregulares da conexão do pilar do implante. Com o

tempo, o afrouxamento do parafuso leva a uma estrutura instável que irrita os tecidos moles e causa distribuição de força desigual. Também pode levar à formação de lacunas na conexão do pilar do implante, contaminação bacteriana e complicações biológicas (ALTUWAIJRI *et al.*, 2022).

2.2. Protocolos inferiores

Alterações anatômicas, funcionais, estéticas e psicológicas podem ser algumas das consequências da perda de todos os dentes da maxila e da mandíbula, desse modo provocam importantes resultados que alteram significativamente a qualidade de vida e o conforto dos pacientes. Até alguns anos atrás, o tratamento com prótese total mucossuportada, seguindo os princípios de retenção e estabilidade, era a única solução. Os benefícios obtidos nas próteses totais convencionais não foram suficientes para garantir a satisfação e o conforto dos pacientes, principalmente dos pacientes que apresentam rebordo alveolar de baixa altura e baixa capacidade retentiva. Embora as overdentures sejam a solução mais econômica de todos os tipos possíveis de próteses implanto-suportadas para restaurar todos os dentes de uma arcada, os melhores resultados funcionais, estéticos e de conforto são alcançados com próteses fixas de arcada completa, chamadas de protocolo de Branemark (FUEKI *et al.*, 2007; PJETURSSON, 2008; TURKYILMAZ *et al.*, 2010).

A previsibilidade, o bom prognóstico e as elevadas taxas de sobrevivência dos implantes dentários parecem ser a solução ideal para garantir a estabilidade e retenção do protocolo e a satisfação dos pacientes nos casos de edentulismo total. Reabilitações deste tipo tem demonstrado

resultados superiores em estudos clínicos em comparação com uma prótese total convencional (GONZALEZ-GONZALEZ *et al.*, 2020). No entanto, o sucesso a longo prazo destes procedimentos depende de um plano de tratamento correto, tendo em vista os aspectos cirúrgicos e protéticos da reabilitação (DELUCCI *et al.*, 2020).

Na maioria das situações clínicas é possível projetar um protocolo retido por seis ou mais implantes. Estas reabilitações proporcionam maior funcionalidade e estética, que são muitas vezes exigidas pelos pacientes como queixa principal do tratamento como um todo. Os avanços nas técnicas cirúrgicas, nos materiais de regeneração óssea guiada, na previsibilidade da osseointegração e nas evidências clínicas de bons resultados com implantes inclinados, estreitos ou curtos, tem permitido superar as limitações anatômicas e os problemas que envolvem a pouca disponibilidade de osso presente nos arcos dentários (GONZALEZ-GONZALEZ *et al.*, 2020).

Contudo, a reabilitação do tipo protocolo exige ajuste criterioso para garantir uma reabilitação oral correta e bem-sucedida, especialmente em casos de instalação e carregamento imediatos. Desajustes de uma prótese sobre implante devido a uma impressão imprecisa pode induzir danos mecânicos, como fratura da própria prótese e/ou componentes do sistema, ou também afrouxamento dos parafusos protéticos de retenção. Além disso, pode resultar em alterações biológicas indesejáveis, tais como falha no processo de osseointegração, perda óssea, dor e inflamação dos tecidos moles (PESCE *et al.*, 2018).

Recentemente, para próteses provisórias, uma análise clínica retrospectiva de 4 anos realizada por Walter e Greenstein (2020) relataram que o comprimento do cantilever indicado não deve exceder o tamanho de

um dente (o autor não especificou as medidas exatas), enquanto a prótese final deve ter comprimento do cantilever/razão de propagação anteroposterior inferior a 1 (relação CL/AP <1). A definição da extensão AP de uma prótese implantossuportada de arco completo, é a distância entre uma linha que passa na distal dos implantes mais posteriores e uma linha que passa pelo centro do implante mais anterior (figura 1) (WALTER; GREENSTEIN, 2020).

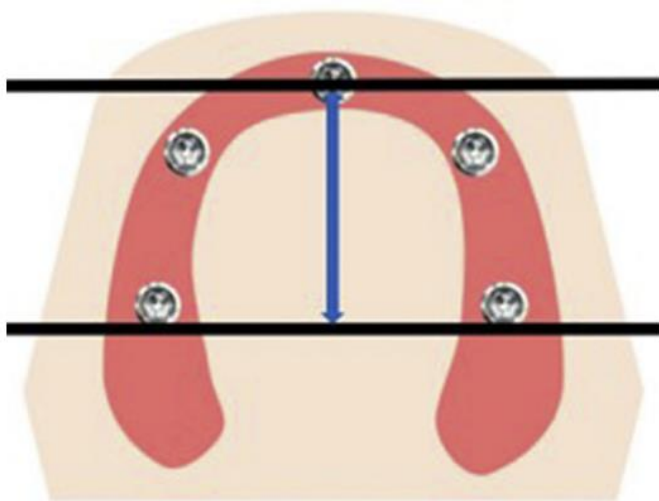


Figura 1 - A linha posterior conecta a porção mais distal dos implantes distais. A linha anterior é colocada no centro do implante mais anterior e paralela à linha posterior. A extensão AP é a distância entre essas 2 linhas, representada pela seta azul (WALTER E GREENSTEIN, 2020).

Entretanto, não há comprovação científica que permita calcular o comprimento do cantiléver com base apenas na propagação

anteroposterior (AP). Portanto, o comprimento do cantilever deve ser determinado caso a caso, levando em consideração os seguintes fatores: biomecânica, propagação AP, qualidade óssea na maxila versus mandíbula, número e distribuição dos implantes, desenho da reabilitação e material da prótese (WALTER *et al.*, 2020). Do ponto de vista biomecânico, os casos com implantes posteriores colocados distalmente ao forame demonstraram ser as melhores opções para redução dos cantilevers e suas respectivas consequências, representando a alternativa mais bem estudada. (ANITUA *et al.*, 2022).

Segundo Hämmerle *et al.* (2018) reconstruções fixas com cantilever de até 20 mm para a reabilitação de maxilares edêntulos podem ser recomendados como uma opção de tratamento viável, proporcionando altas taxas de sobrevivência para próteses e implantes. As principais complicações observadas foram lascas e fraturas do material de revestimento.

Um estudo avaliou a relação entre o tempo de sobrevivência das próteses e o comprimento de seus segmentos de cantilever posteriores. Foram incluídos no estudo 24 mandíbulas e 4 maxilas edêntulas tratados com próteses implanto-suportadas fixas. Os comprimentos dos cantileveres variaram de 5 mm a 22 mm. As próteses implanto-suportadas com cantileveres mais curtos tiveram uma maior taxa de sobrevivência do que aquelas com cantileveres mais longos. A utilização de 15 mm como ponto arbitrário para cantileveres posteriores parece ser adequado (SHACKLETON *et al.*, 1994).

Com a finalidade de reduzir o cantilever distal da prótese, o cirurgião-dentista também pode lançar mão do conceito All-on-Four. Esse modelo de reabilitação foi popularizado nos pacientes edêntulos devido à

redução geral do tempo e custo de tratamento, morbidade e riscos, especialmente quando procedimentos cirúrgicos avançados são usados para superar deficiências ósseas (TÜRKER *et al.*, 2019). Maló *et al.* (2003) desenvolveram um conceito que permite a colocação de implantes em alguns rebordos reabsorvidos. Nesta aplicação, que é realizada com 4 implantes colocados na mandíbula ou maxila e chamada de conceito All-on-Four, os implantes colocados na região posterior da mandíbula são angulados em até 45°. Assim, a angulação dos implantes na região posterior contorna a violação dos seios maxilares e do nervo mandíbula, permitindo assim a instalação mais simplificada dos implantes.

2.3. Falhas

Em qualquer área da odontologia, complicações no transcorrer do tratamento e após a sua finalização são problemáticas para pacientes e profissionais (DRAGO *et al.*, 2016). As diferentes causas que levam a falha de reabilitações com implantes acabam limitando sua aplicação. Estima-se através de estudos que as taxas de falha variam entre 1% a 19% dos casos (ROMEO *et al.*, 2002). As chances de falhar aumentam em pacientes que possuem associação com história pregressa de doença periodontal, bruxismo, tabagismo e radioterapia (KULLAR E MILLER, 2019).

O bruxismo como um dos potenciais fatores de risco para a falha de implantes é discutido em revisões sistemáticas. Ele se caracteriza por ser um distúrbio de movimento do sistema mastigatório, como atividade repetitiva dos músculos da mandíbula e também pelo contato não funcional dos dentes inferiores e superiores. De acordo com a meta-

análise de Zhou *et al.* (2015), o bruxismo e a falha do implante dentário têm relação, entretanto ele não se caracteriza a causa principal ou única, mas sim um fator contribuinte para a falha do implante dentário. As próteses sobre implante dos pacientes com bruxismo apresentam uma taxa de falha mais elevada, além de também haver possibilidade de ocorrer lascamento ou fratura da porcelana em coroas suportadas por implantes.

Além disso, a falha de implantes é classificada em precoce ou tardia, com base no momento em que o pilar foi conectado. Falhas precoces ocorreram antes da aplicação da carga funcional, já falhas tardias ocorreram após a aplicação da carga oclusal ou da primeira remoção da restauração provisória em casos de carga imediata do implante (ESPOSITO *et al.*, 1998). Dessa forma, a falha precoce é considerada uma complicação biológica e a falha tardia pode ter consequências tanto biológicas, como também complicações mecânicas. As complicações biológicas podem ser causadas por peri-implantite, geralmente envolvendo a reabsorção de tecidos moles e duros e as complicações mecânicas podem ser resultado de uma sobreacarga, a qual pode levar à fratura do corpo do implante, do corpo do parafuso ou da supra estrutura do implante (MANOR *et al.*, 2009; SAKKA *et al.*, 2012).

Devido a falha tardia ocorrer após a colocação da prótese definitiva, é mais provável que ocorra reclamações advindas do paciente sobre custo, além de exigir maior esforço necessário para resolver a condição. Assim, esses aspectos significam que resolver a falha tardia é mais difícil. Portanto, identificar fatores de risco relacionados ao implante dentário e o fracasso tardio podem ajudar a prever os resultados do tratamento e também a prevenir conflitos na relação paciente-profissional (DO *et al.*, 2020).

2.4. Fratura do parafuso de retenção

Hoje, um grande número de sistemas de implantes com diferentes componentes está disponível. Embora a osseointegração esteja bem estabelecida, as complicações com próteses dentárias implanto-suportadas e componentes do implante não são completamente eliminadas. Nesse contexto, não apenas o implante em si, mas também a durabilidade do tipo de pilar, a conexão implante-pilar e o material do pilar devem ser considerados (CORAY *et al.*, 2016).

Dessa forma, apesar da alta taxa de sucesso dos implantes, não estão isentos de complicações e os implantes dentários ocasionalmente falham devido a fatores biológicos ou complicações técnicas. Os problemas técnicos dos componentes de restauração baseados em implantes, incluindo fratura do parafuso do pilar e peri-implantite, estão profundamente relacionados à falha do sistema de implante dentário (SIM *et al.*, 2017).

A ligação entre o pilar protético e o implante se dá por meio de um parafuso de retenção, que é chamado de conexão parafusada, e a força de aperto exercida sobre o parafuso é chamado de torque (TABORDA *et al.*, 2021). Contudo, se a pré-carga for inadequada pode resultar no afrouxamento do parafuso, enquanto a fratura pode ocorrer se a pré-carga for excessiva. Estas são as complicações mais comumente relatadas em próteses implantossuportadas e resultam em visitas não programadas e demoradas para o paciente e para o cirurgião-dentista. Com base nas descobertas do estudo de Doolabh *et al.* (2014), parafusos de retenção de ouro geram melhor pré-carga do que titânio.

A pré-carga é equivalente a uma pré-tensão no parafuso, considerada a força de tração resultante acumulada dentro do parafuso do pilar e deve estar na faixa de 60% a 75% da resistência ao escoamento do material para resistir ao carregamento dinâmico e para evitar este afrouxamento do parafuso. O desenho de um complexo de implantes dentários visa formar uma conexão firme entre todas as peças de montagem e estabelecer resistência suficiente contra forças externas. A resistência é influenciada pelo torque de aperto aplicado na cabeça do parafuso, induzindo compressão nas interfaces entre a cabeça do parafuso e o pilar e entre as roscas correspondentes do parafuso do pilar e do implante (JÖRN *et al.*, 2014).

Numerosos parâmetros influenciam o atrito nas interfaces, incluindo a dureza dos materiais do implante, os tratamentos de superfície, o tipo de material, a saliva (lubrificantes), a velocidade com que o parafuso é apertado, o ajuste entre as roscas do parafuso envolvidas, o ajuste no assento do pilar e do parafuso e as tolerâncias do eixo do parafuso e do furo (JÖRN *et al.*, 2014). Durante o ciclo mastigatório, há incidência de cargas sobre a estrutura protética, e essas forças externas, quando superiores ao valor da pré-carga, conseqüentemente levam ao afrouxamento ou até fratura do parafuso (TABORDA *et al.*, 2021).

Além disso, analisando do ponto de vista mecânico-protético, as principais razões para a fratura de um parafuso de retenção são infraestrutura mal ajustada, sobrecarga oclusal e parafunção. Desse modo, os parafusos de retenção são propensos à fratura, como geralmente ocorre após a junta do parafuso ser submetida a um longo período de estresse sob forças multidirecionais que excedem o valor da pré-carga, como excursividade lateral prematura, contatos interproximais muito apertados,

ajuste não passivo de restaurações e hábitos parafuncionais, levando à separação articular, sugerindo que um pequeno defeito atingirá progressivamente um tamanho crítico e causará fratura. Assim, o afrouxamento e a fratura do parafuso podem representar um alerta, indicando que muita força e carga estão sendo aplicadas à prótese (TABORDA *et al.*, 2021).

A região mais suscetível à fratura em um parafuso de pilar está localizada na junção entre as roscas e o colo. A geometria é alterada abruptamente nesta região e pequenas depressões visíveis por microscopia eletrônica são formadas durante a fratura do material. A alteração da geometria não apenas minimiza o afrouxamento, mas também influencia a carga necessária para a fratura, tornando os parafusos mais resilientes. A resistência está diretamente ligada à tensão dissipada no corpo do parafuso durante a carga mastigatória, e através do método de análise de elementos finitos é possível observar que parafusos maiores são menos suscetíveis a atingir fraturas críticas quando comparados com parafusos de diâmetros menores (MELO FILHO *et al.*, 2017).

Diante disso, para diminuir a incidência de casos de fratura do parafuso de retenção, foi realizada modificações nas propriedades quanto ao desenho dos componentes, composição, comprimento da haste, corpo, diâmetro, número de roscas e diferentes valores na aplicação do torque. Em geral, foi necessário evoluir as características do parafuso de retenção para maximizar a pré-carga e minimizar a perda de torque de entrada durante o atrito da rosca, assumindo que o aumento do comprimento da haste ajuda a alcançar o alongamento ideal e comprimentos de rosca mais curtos reduzem o atrito (TABORDA *et al.*, 2021).

O fator mais significativo que confere boas qualidades ao parafuso é a sua composição, pois a resistência friccional entre as roscas internas do implante e as roscas do parafuso, compostas por dois metais diferentes, pode limitar a pré-carga levando à fratura. É fundamental que o material que compõe o parafuso de retenção possua propriedades que, além de proporcionar adequada resistência à fratura, favoreçam a manutenção da pré-carga e suportem as forças geradas pelo parafuso. (TABORDA *et al.*, 2021).

O que torna as fraturas do parafuso do pilar tão proeminentes nos casos em que ocorrem é a dificuldade de remoção do remanescente apical localizado no interior do implante dentário. Como a região fraturada geralmente fica na junção entre as roscas e o colo do parafuso, a porção que permanece inserida no implante é responsável por manter o torque no momento da primeira rosca (MELO FILHO *et al.*, 2017). Entretanto, mesmo que o manejo do parafuso do pilar fraturado é clinicamente desafiador e oportuno, é necessário fornecer um plano de reabilitação adequado. O estudo de Sim e colaboradores (2017) mostrou que o parafuso do pilar oco pode ser uma alternativa aos parafusos do pilar convencional, pois é projetado para fácil recuperação, tornando-se assim, uma alternativa funcional para solucionar o processo.

Além disso, a resolução dessas situações também pode se dar através do desenvolvido de um kit de recuperação, o qual utiliza brocas de remoção de parafuso, para fazer um furo no parafuso fraturado que fornece uma broca de encaixe para desparafusá-lo. Para minimizar este processo, o parafuso do pilar é modificado com um orifício de acesso pré-fabricado, que facilita a recuperação. Ainda, Melo Filho e colaboradores (2017) enfatizam a criação de um desenho industrial de parafusos de

pilares contendo uma porção mais fina, o que poderia direcionar a zona de fragilidade para uma região mais externa, uma vez que já foi demonstrado que um diâmetro de metal menor é menos resistente nessas situações.

Desse modo, para evitar a fratura do parafuso é imprescindível compreender o comportamento mecânico do parafuso e a dinâmica a que está sujeito na cavidade bucal. Além disso, é importante que os parafusos de retenção sejam trocados após um período de uso clínico de 5 anos, independentemente do número de implantes utilizados para reabilitação, pois a inclinação do pilar e o número de implantes também contribuem para as tensões nas próteses suportadas por implantes (SINGH *et al.*, 2022).

2.5. Testes mecânicos em parafusos de implantes

A utilização de implantes como substitutos de dentes perdidos tornou-se uma solução comum na odontologia. Para diminuir as taxas de falha dos implantes, os resultados dos estudos pré-clínicos são considerados na comparação do desempenho e classificação dos componentes do implante. Especialmente os resultados dos testes que representam os piores cenários ajudam os profissionais a decidir por sistemas de implantes que permanecem estáveis na cavidade oral por longo prazo (CORAY *et al.*, 2016).

Antes que as terapias com implantes tenham aplicação clínica, vários pré-requisitos em termos de biocompatibilidade e durabilidade mecânica precisam ser atendidos. Entre as propriedades mecânicas, a resistência à fratura ou, a capacidade de carga é considerada uma das características mais importantes para os componentes do implante. Testes

de fratura estática são comumente aplicados para determinar a resistência dos pilares, mas, na verdade, eles não simulam a função mastigatória, pois certos fatores como tempo e o meio ambiente são excluídos de tais testes. Idealmente, um teste *in vitro* deve simular a situação clínica o mais próximo possível, para que o significado translacional dos testes *in vitro* seja alto (ALQAHTANI E FLINTON, 2014).

Portanto, para prever o comportamento clínico a longo prazo e as falhas de novos materiais de implante, estudos laboratoriais pré-clínicos que possam mimetizar o ambiente oral são fundamentais. As condições clínicas podem ser simuladas *in vitro* usando um dispositivo de simulação de mastigação, e um teste de carga estática pode ser aplicado para avaliar propriedades mecânicas e resistência à fratura. Foi relatado que a simulação de mastigação reduz a resistência à fratura, e o corpo do implante é relatado como o elo mais fraco quando restaurado com restauração de coroa monolítica de zircônia (ATALAY *et al.*, 2022).

Embora os testes de fratura estática possam ajudar a avaliar a durabilidade dos componentes do implante, uma das principais causas de falha estrutural na implantodontia é frequentemente consequência da fadiga. A esse respeito, a carga cíclica pode ser considerada uma abordagem de teste clinicamente mais relevante (CORAY *et al.*, 2016). Entretanto, para medir a resistência de parafusos, os ensaios de flexão apresentam diversas vantagens em comparação aos ensaios de tração. Entre eles, o menor custo de fabricação do corpo de prova e menor dificuldade de prensão sem introduzir flexão e tensões de contato prejudiciais (GARÓFALO *et al.*, 2022).

Do Prado e colaboradores (2014) realizaram um estudo com objetivo de analisar a influência da configuração e da presença de

lubrificante sólido na superfície do parafuso do pilar na resistência à flexão da articulação implante/pilar/parafuso. Para isso, executaram o teste de resistência à flexão, onde uma ponta cônica de aço para aplicação de carga (1,0 mm de diâmetro) foi posicionada no pilar a 4,0 mm de distância da interface externa do implante. Um teste de compressão estática foi realizado em cada amostra utilizando uma máquina de ensaios mecânicos (EMIC, DL 2000). O ângulo de carga foi de 90° em relação ao eixo principal do implante. Todos os testes foram realizados a uma velocidade de 0,5 mm/min. Com isso, Do Prado *et al.* (2014) conseguiram obter resultados que os levaram a concluir que os parafusos para pilares de titânio com rosca em todo o seu comprimento proporcionam um aumento significativo na resistência à flexão da articulação quando comparados aos parafusos com rosca apenas na extremidade. Parafusos de titânio com roscas na extremidade revestidos com lubrificantes sólidos proporcionam maior resistência à articulação implante/pilar/parafuso do que os parafusos não revestidos. Porém, em parafusos totalmente rosqueados, a presença do lubrificante não implica aumento na resistência à flexão.

No estudo realizado por Taborda *et al.* (2021) avaliou-se o efeito de 5 tipos diferentes de metais utilizados na fabricação de parafusos de retenção (Ti cp grau 2, Ti cp grau 4, Ti cp grau 4 duro, Ti grau 5 - Ti6Al4V e aço cirúrgico) de pilares UCLA, implantes hexágono e cone morse, na manutenção do torque. Isso ocorreu antes e após ensaio de fadiga por mastigação. A resistência à fratura foi realizada por ensaio de compressão, diretamente nos parafusos de retenção, analisando a força máxima (FM). Para isso, os parafusos foram fixados em um dispositivo de aço inoxidável e posicionados em uma máquina de ensaios universal EMIC®DL-200

preparada com uma carga célula de 2.000 N e velocidade de deslocamento axial de 0,5 mm/min. A carga foi transmitida aos parafusos, em sua porção cervical, entre a superfície lisa e a primeira rosca, por meio de uma ponta aplicadora em forma de cinzel, até que ocorresse a fratura do parafuso ou até que a força de deformação máxima fosse ultrapassada e ocorresse a deformação plástica, com diminuição da força de resistência, mesmo sem ocorrência de fratura. Assim, a partir desta metodologia desenvolvida, os autores concluíram que os diferentes materiais associados a ciclagem mecânica e ao tipo de ligação não influenciaram a manutenção do torque e a resistência à fratura dos parafusos de retenção.

Vianna *et al.* (2013) objetivaram avaliar a estabilidade do torque de diferentes parafusos de retenção UCLA de coroas implanto-suportadas unitárias submetidas à ciclagem mecânica. Dessa forma, coroas confeccionadas em liga de níquel-cromo-molibdênio foram fixadas em implantes hexagonais externos e agrupadas pelos diferentes parafusos de retenção utilizados (n = 10): Ti, parafusos de titânio (BRUNIHT, Biomet 3i); Au, parafusos de ouro-paládio com revestimento de ouro 24 quilates (Gold-Tite, Biomet 3i); Parafuso TiC, liga de titânio (Ti-6Al-4V) com revestimento de carbono diamantado (Neotorque, Neodent); e TiN, parafuso Ti-6Al-4V com revestimento de nitreto de alumínio-titânio (Ti-Tite, Conexão). Três valores iniciais de torque de remoção (TR) foram obtidos para cada parafuso após a inserção do torque usando um torquímetro analógico. O TR final foi medido após ciclagem mecânica (1×10^6 ciclos a 2 Hz sob 130 N). A partir disso foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre o TR inicial nos grupos Ti e TiN, e entre TiC e TiN. Entretanto, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as médias de TR obtidas antes e após a ciclagem

mecânica, exceto para os parafusos de Ti. Todos os grupos exibiram manutenção de torque semelhante após ciclagem mecânica. Assim, os autores concluíram que embora não tenha sido observada diferença significativa entre os grupos para o percentual final de manutenção do torque, os valores finais de RT dos parafusos revestidos foram superiores aos dos parafusos não revestidos.

Outro estudo que avaliou torque foi realizado por Mohammed *et al.* (2016). Neste trabalho o objetivo foi avaliar os efeitos do comprimento do parafuso do pilar e da carga cíclica no torque de remoção (RT) em implantes de hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI). Quarenta coroas unitárias aparafusadas foram conectadas a implantes hexagonais externos e internos. Os parafusos para pilares de titânio preparados foram classificados em 8 grupos com base no número de roscas ($n = 5$ por grupo): roscas HE 12,5, 6,5, 3,5, 2,5 e HI 6,5, 5, 3,5, 2,5. Os parafusos dos pilares foram apertados com torque de 20 Ncm duas vezes com intervalos de 10 minutos. Após 5 minutos, os RTs iniciais dos parafusos do pilar foram medidos com um torquímetro digital (MGT12). Um gabarito personalizado foi construído para aplicar uma carga ao longo do eixo do implante na fossa central do primeiro molar superior. Os RTs pós-carga foram medidos após 16.000 ciclos de carga mecânica com 50 N na frequência de 1 Hz. Os RTs pós-carregamento foram significativamente menores que os RTs iniciais nos grupos de roscas HE 2,5 e HI 2,5 ($p < 0,05$). Contudo, os resultados obtidos foram que os RTs iniciais não exibiram diferenças significativas entre os 8 grupos, enquanto os RTs pós-carregamento dos grupos de roscas HE 6,5 e HE 3,5 foram maiores do que aqueles do grupo de roscas HI 3,5 ($p < 0,05$). Dessa forma, foi possível concluir que os implantes hexagonais externos com parafusos de

comprimento curto foram mais vantajosos do que os implantes hexagonais internos com parafusos de comprimento curto na manutenção do torque após carga cíclica.

Steinebrunner *et al.* (2008) também realizaram um estudo que teve como objetivo avaliar a influência da carga dinâmica de longo prazo na resistência à fratura de diferentes conexões implante-pilar. Foram testados seis sistemas de implantes: dois sistemas com conexões externas (Brånemark, Compress) e quatro sistemas com conexões internas (Frialit-2, Replace-Select, Camlog, Screw-Vent). A resistência à fratura foi testada em dois subgrupos para cada sistema: um subgrupo com (dyn) e outro sem carregamento dinâmico prévio (contr). Cada subgrupo consistiu de oito espécimes com combinações padrão de implante-pilar para coroas de molares individuais. O carregamento dinâmico foi realizado em um simulador de mastigação de dois eixos com 1.200.000 ciclos de carga a 120 N. Desse modo, foi concluído pelos autores que os sistemas de implantes com conexões internas longas tubo-a-tubo e fixação came-slot mostraram vantagens em relação à longevidade e resistência à fratura em comparação com sistemas com designs de conexão interna ou externa mais curtos.

Silva *et al.* (2021) executaram um estudo cujo o objetivo era avaliar a resistência à fratura de parafusos originais e não originais, bem como verificar seu padrão de fratura, esclarecendo se o uso de marcas não originais tem o mesmo desempenho clínico quando comparado com marcas originais, no que diz respeito à resistência a máxima torção. Neste trabalho, os autores utilizaram 30 implantes de plataforma padrão Mis Seven® e 30 interfaces, e foram testados 30 parafusos de plataforma

padrão, sendo 10 Mis®, 10 Iconekt® e 10 Exaktus®. Os parafusos foram apertados com torquímetro MIS® até a respectiva fratura e o ponto de fratura foi medido através da célula de carga do equipamento CS-Dental Testing Machine®. Os parafusos foram analisados em microscópio Olympus® SZ61. Os pontos de fratura foram registrados e comparados entre todas as amostras. Com isso, A variável “local de fratura” entre a marca original Mis® e a réplica Exaktus® comparada à réplica Iconekt® apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Ao analisar a variável “torque de fratura”, embora tenha sido verificado que os parafusos réplica (Iconekt® e Exaktus®) apresentaram torque máximo inferior, 65,11 Nm e 62,89 Nm, respectivamente, em comparação aos parafusos originais da marca Mis® (70 Nm e 69 Nm), não houve diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$). Os parafusos não originais não apresentaram resistências à fratura diferentes dos parafusos originais da marca Mis®. O local da fratura dos parafusos Iconekt® apresentou padrão diferente em relação às demais marcas.

3. PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivos gerais

Associar o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares de próteses do tipo protocolo Bränemark inferior com a relação cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), região do implante e número de implantes da reabilitação.

3.2 Objetivos específicos

- Avaliar a influência da razão CL/AP das próteses do tipo protocolo sobre implante na resistência mecânica (torque de fratura) dos parafusos dos minipilares. A hipótese testada é de que razão CL/AP maior do que 1,5 reduzem a resistência mecânica dos parafusos de retenção, em relação à razão CL/AP menor do que 1,5.
- Avaliar a influência da região do implante das próteses do tipo protocolo na resistência mecânica (torque de fratura) dos parafusos dos minipilares. A hipótese testada é de que os parafusos dos implantes distais possuem resistência menor comparados aos parafusos dos implantes centrais.

- Verificar a influência do número de implantes em um protocolo inferior na resistência mecânica (torque de fratura) dos parafusos dos minipilares. A hipótese testada é de que a resistência dos parafusos protéticos de protocolos com 5 implantes é maior que a resistência de parafusos de protocolos com 4 implantes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local de realização da pesquisa e delineamento do estudo

O presente estudo trata-se de uma pesquisa experimental laboratorial na área de biomateriais e odontologia reabilitadora, realizada no Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (CO/UPF).

O macroprojeto ao qual a presente pesquisa se encontra é denominado “Análise do torque de remoção e susceptibilidade à fratura dos parafusos de pilares instalados em próteses do tipo protocolo inferior: um estudo transversal”. Como os parafusos da presente pesquisa são provenientes de pacientes, o macroprojeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Passo Fundo (CEP-UPF), sob o número 7.117.036 (apêndice 1).

4.2 Seleção e atendimento de pacientes

Foram selecionados 25 pacientes que utilizavam prótese do tipo protocolo inferior há pelo menos 6 meses. As próteses eram apoiadas sobre 4 ou 5 implantes. Todos os pacientes haviam realizado a reabilitação nas clínicas do curso de Odontologia da UPF (Especialização em Implantodontia ou Residência de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial). Os pacientes buscaram atendimento na mesma

instituição para manutenção e limpeza do protocolo. Nesse momento, dois pesquisadores do grupo convidaram os pacientes a participar da pesquisa e assinar o TCLE (apêndice 2), desde que ele se encaixasse nos critérios de elegibilidade da pesquisa.

4.2.1 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo os seguintes casos:

1. Pacientes em que o prontuário não estivesse corretamente preenchido, com as informações necessárias de torque aplicado e data de instalação;
2. Pacientes que não foram reabilitados utilizando componentes intermediários do tipo minipilar;
3. Pacientes que não assinarem o TCLE;
4. Casos onde a instalação e/ou manutenção da prótese ocorreu há menos de 6 meses;

4.2.3. Coleta e armazenamento dos parafusos

No momento da manutenção, as próteses do tipo protocolo eram retiradas e o procedimento de limpeza era realizado com o uso de gazes (Ultracotton, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil), ultrassom (Gnatus, Barretos, São Paulo, Brasil) e curetas (Millenium, Brasília, Brasil). Também eram feitas orientações de higiene e cuidado da prótese para o paciente.

Os parafusos de retenção foram removidos e imediatamente armazenados individualmente em pequenos envelopes feitos com rolo de

esterilização (Pack GC, São Paulo, Brasil). Desse modo, foram coletados 91 parafusos protéticos (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), entre eles Hexagonais e Neo. O destorque para remoção dos parafusos foi feito através do uso do torquímetro digital portátil Lutron TQ – 8800 (Instrutherm, São Paulo, Brasil) (Figura 2). Todos os parafusos removidos foram substituídos por novos, da mesma marca e modelo, que eram instalados com uma catraca manual (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), em um torque de 10 N/cm² (seguindo as orientações do fabricante). Os orifícios do protocolo foram fechados com fita de Teflon (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e resina Flow (Maquira, Maringá, Paraná, Brasil), que foi fotoativada com fotopolimerizador (Radii Cal, Itajaí, Santa Catarina, Brasil) por 60 segundos.



Figura 2 – Torquímetro Digital Portátil Lutron TQ – 8800 utilizado no estudo.

Os parafusos retirados dos pacientes foram etiquetados de acordo com a localização dos implantes a que pertenciam no arco do paciente.

Sendo assim, separados em parafusos D1 (distal esquerdo), C2 (central esquerdo), C3 (central direito) e D4 (distal direito), para os pacientes que possuíam reabilitação com 4 implantes (Figura 3). Já para os pacientes com 5 implantes, os parafusos eram denominados como D1 (distal esquerdo), C2 (central esquerdo), C3 (entre os centrais), C4 (central direito) e D5 (distal direito) (Figura 4). Essas informações eram escritas nos envelopes de cada parafuso, juntamente com o nome do paciente e o valor de destorque. A unidade experimental do estudo foi considerada a média dos valores dos parafusos de cada região (distal e central). Sendo assim, cada paciente gerou dois valores de torque de fratura (um valor distal e um central).

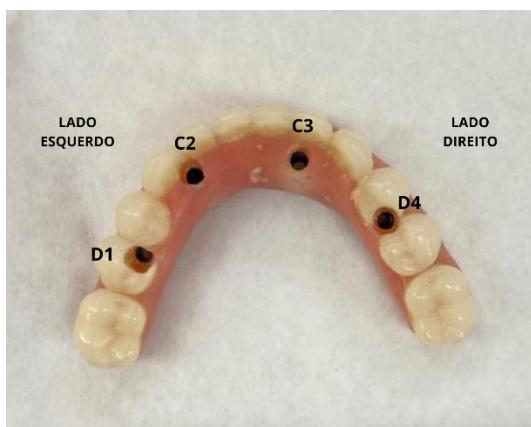


Figura 3 – Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com 4 implantes.

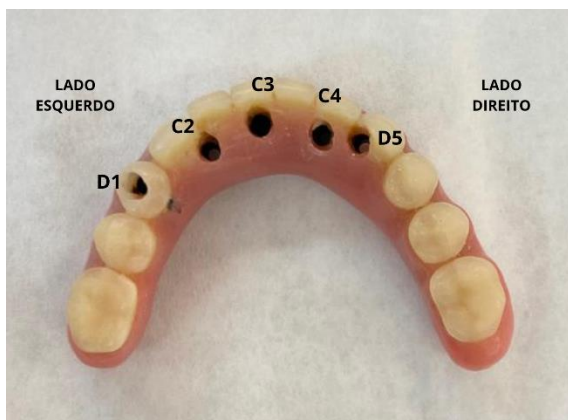


Figura 4 – Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com 5 implantes.

Todas as informações acerca de cada paciente, como: nome, número de prontuário, idade, sexo, tipo de arco antagonista, número de implantes, localização dos implantes no arco, número de parafusos fraturados, presença de hábitos parafuncionais, data de instalação e/ou última manutenção, tamanho do cantilever esquerdo e direito, tamanho da distância ântero-posterior, modelo de parafuso, modelo de chave utilizada e valor de destorque foram devidamente preenchidos na ficha desenvolvida para esta pesquisa (apêndice 3).

Todos os pacientes foram orientados em relação as etapas do tratamento e informados sobre o uso dos dados, assim, o atendimento era iniciado somente após todas as dúvidas esclarecidas e assinatura do TCLE.

4.3 Procedimentos laboratoriais

4.3.1 Desinfecção

Primeiramente eram abertos os envelopes de cada paciente, seguindo a ordem da localização no arco. Os parafusos eram colocados em copos descartáveis (CopoPlast, São Joaquim de Bicas, Minas Gerais, Brasil), os quais possuíam detergente enzimático (Rioquímica S. A., São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) e, assim, mantidos por 5 minutos para desinfecção. Posteriormente, eram lavados em água corrente e secados com papel toalha (Nobre Paper, Guarulhos, São Paulo, Brasil) (Figura 5 e 6).

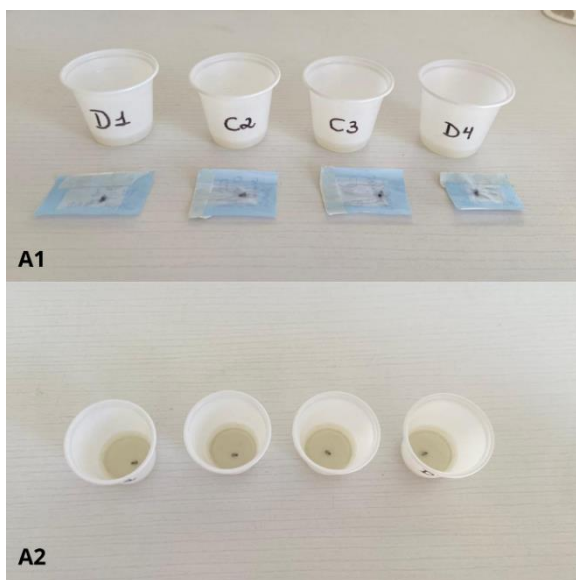


Figura 5 – Desinfecção dos parafusos em detergente enzimático – pacientes com 4 implantes.

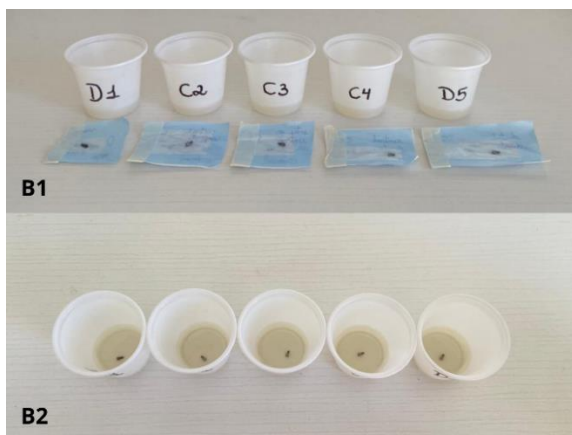


Figura 6 – Desinfecção dos parafusos em detergente enzimático – pacientes com 5 implantes.

4.3.2 Teste mecânico

Para executar a fase laboratorial foi utilizado o torquímetro digital Aliyiqi AWM – 100 (Wenzhou, China) (Figura 7). O instrumento foi programado com a unidade de medida N/m e ativado no modo pico.



Figura 7 – Torquímetro Digital Aliyiqi AWM – 100.

Para todos os parafusos foram utilizados análogos de minipilar (Arauprot, São Paulo, Brasil). Estes eram firmados por uma mini morsa (Sparta, China), a qual estava presa na bancada (Figura 8). Para adaptar as chaves digitais ao torquímetro, foi utilizado um soquete sextavado (Gedore, São Leopoldo, Rio Grande do Sul, Brasil) no tamanho de 5.5 mm para a chave hexagonal curta 1.2 (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), e outro soquete de 6.5 mm para a chave digital Neo curta (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Ambas chaves foram coladas nos soquetes através do uso de solda plástica – Poxipol (Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil), para que não houvesse nenhum movimento da chave no momento do torque (Figura 9).



Figura 8 - Análogo com parafuso firmado pela mini morsa.



Figura 9 - Soquete sextavado adaptado ao torquímetro com a chave digital.

Em seguida, os parafusos foram submetidos a uma força de torção com o torquímetro digital AWM – 100 (Wenzhou, China) até o momento da fratura dentro do análogo. Dessa forma, com o modo pico ativado, pode-se observar no visor do torquímetro o valor em N/m em que ocorreu a fratura.

Os valores de torque foram convertidos para N/cm e registrados em uma tabela de excel, juntamente com todas as informações referentes ao parafuso. (Figura 10.)



Figura 10 - Visor do torquímetro digital indicando o valor do torque em N/m no momento da fratura do parafuso.

4.4 Mensuração do cantilever e distância ântero-posterior

No momento em que a prótese protocolo era removida da boca do paciente para limpeza, mediu-se as distâncias dos cantileveres esquerdo e direito. Essa medição foi realizada com o auxílio de uma régua (Tilibra,

Bauru, São Paulo, Brasil), levando em consideração a distância entre a distal do último minipilar e o final da prótese.

Em seguida, foi feita uma foto de cada prótese, para posteriormente realizar a medição da distância ântero-posterior (AP) por meio do programa ImageJ. No computador foram traçadas as linhas, uma linha vertical na porção mais distal dos implantes distais e uma linha anterior passando pelo centro do implante mais anterior (WALTER E GREENSTEIN, 2020). Outra linha foi traçada no sentido horizontal, ligando as outras duas linhas paralelas, correspondendo a distância AP (Figura 11).

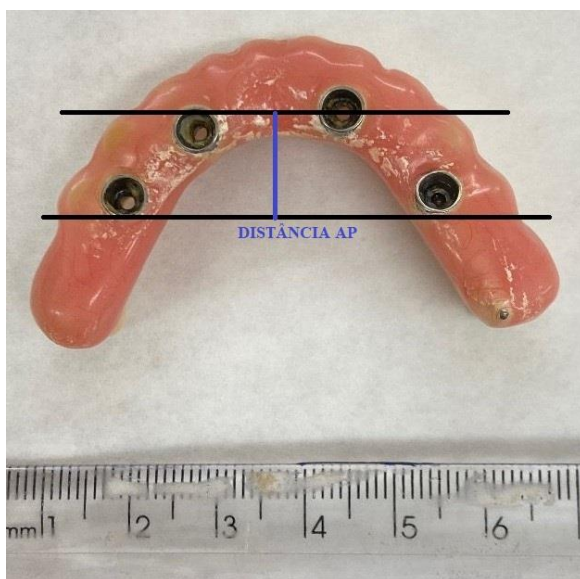


Figura 11 – Mensuração da distância ântero-posterior (AP).

4.5 Análise dos dados

Variáveis preditoras do estudo:

1. Razão CL/AP – Razão entre a extensão do cantilever (CL) e a distância ântero-posterior (AP): para a distância AP, foi realizada uma medida entre a linha que conecta a porção mais distal dos implantes distais e a linha anterior que passa no centro do implante mais anterior e paralela à linha posterior. Esse valor foi dividido pelo comprimento do cantilever, que foi a medida em milímetros (mm) na parte inferior da prótese, entre a distal do último minipilar e o final da prótese. A amostra foi categorizada de forma dicotômica em razão menor que 1,5 ($CL/AP < 1,5$), e razão maior que 1,5 ($CL/AP > 1,5$).
2. Localização do parafuso no arco: os parafusos removidos foram catalogados de acordo com sua posição em: (1) distais: quando forem os últimos parafusos no arco, independente do lado; ou (2) centrais: quando forem parafusos intermediários. Cada paciente teve, obrigatoriamente, valores separados para essa comparação (um valor de distais e um valor de centrais).
3. Número de implantes: foi informado o número de implantes suporta a prótese. Essa variável foi estratificada em 4 implantes ou 5 implantes.

Foram calculadas as médias de torque de fratura para os parafusos localizados nas distais da prótese, e as médias para os parafusos centrais. Os valores foram comparados com duas análises sequenciais de Anova 2-fatores, seguidas pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$). Primeiramente, foram considerados os fatores localização do parafuso no arco e número de

implantes. Em uma segunda análise, considerou-se os fatores localização do parafuso e razão CL/AP.

5. RESULTADOS

A tabela 1 descreve as características da amostra desse estudo, e os respectivos percentuais. Nota-se uma predominância de mulheres, usuários de prótese total na dentição antagonista, ausência de hábitos parafuncionais e tempo desde a instalação da prótese maior de 1 ano. O tempo médio desde a instalação das próteses foi de 13,8 meses.

Tabela 1 - Características da amostra e percentual.

Característica	Número e Percentual
Sexo	Masculino: 7 (28%) Feminino: 18 (72%)
Arco antagonista	Dentição natural: 1 (4%) Prótese total: 15 (60%) Prótese parcial removível: 4 (16%) Protocolo: 5 (20%)
Número de implantes do protocolo	4 implantes: 16 (64%) 5 implantes: 9 (36%)
Hábitos parafuncionais	Sim: 3 (12%) Não: 22 (88%)

Tempo desde a instalação ou última manutenção do protocolo inferior	6 meses: 5 (20%) 6 meses a 1 ano: 5 (20%) Mais de 1 ano: 15 (60%)
Tamanho do cantilever	Menor de 20 mm: 14 (56%) Maior de 20 mm: 11 (44%)
Tamanho da extensão ântero-posterior	Menor que 1,5: 12 (48%) Maior que 1,5: 13 (52%)

A análise de variância por 2 fatores considerando número de implantes e localização no arco demonstrou que o fator número de implantes foi significativo ($p = 0,003$). A localização ($p = 0,941$) e a interação ($p = 0,479$) não deram significância. A comparação dos grupos de acordo com essas variáveis está exposta na tabela 2. O grupo “5 implantes” e “localização distal” foi o que teve os maiores resultados, estatisticamente superior ao grupo “4 implantes” e “localização distal”. Devido à ausência de significância, o fator localização foi desconsiderado para gerar a tabela 3, que compara apenas o número de implantes. Parafusos provenientes de reabilitações com 5 implantes possuem torque de fratura superior a parafusos de reabilitações com 4 implantes ($p = 0,003$).

Tabela 2 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico dos grupos do estudo de acordo com a localização do parafuso no arco e o número de implantes.*

Nro de implantes	Local	n	Média	DP	Grupamento
------------------	-------	---	-------	----	------------

4	Centrais	13	31,79	7,64	AB
	Distais	14	30,41	5,23	B
5	Centrais	7	37,19	5,70	AB
	Distais	8	38,89	7,92	A

* Grupos acompanhados da mesma letra maiúscula não possuem diferença estatística ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

Tabela 3 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico dos grupos do estudo de acordo com o número de implantes apenas.*

Nº de implantes	n	Média	DP	Agrupamento
4	27	31,07	6,41	A
5	15	38,10	6,78	B

Médias que não compartilham uma letra são significativamente diferentes ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

A segunda comparação por ANOVA do estudo considerando a razão CL/AP e localização no arco demonstrou não haver significância estatística para os fatores razão CL/AP ($p = 0,906$), localização no arco ($p = 0,558$) e interação dos fatores ($p = 0,626$). A tabela 4 demonstra a média, desvio padrão de cada grupo, bem como o grupamento estatístico, onde não houve diferença entre os grupos do estudo.

Tabela 4 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico dos grupos do estudo de acordo com a razão CL/AP e localização no arco.*

Razão CL/AP	Local do parafuso	n	Média	DP	Agrupamento
< que 1,5	Centrais	10	35,93	11,56	A
	Distais	11	33,15	7,87	A
> que 1,5	Centrais	12	34,97	7,30	A
	Distais	12	34,72	7,62	A

* Grupos acompanhados da mesma letra maiúscula não possuem diferença estatística ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

6 DISCUSSÃO

Esse estudo teve como propósito associar o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares de próteses do tipo protocolo Bränemark inferior com a relação cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), região do implante e número de implantes da reabilitação. Dessa forma, três fatores foram considerados.

O resultado do teste mecânico demonstrou que a primeira hipótese do estudo, de que a razão CL/AP maior do que 1,5 reduz a resistência mecânica dos parafusos de retenção, foi rejeitada. Isso difere dos estudos de Walter e Greenstein (2020), que realizaram uma análise clínica retrospectiva de 4 anos com próteses provisórias, onde relataram que o comprimento do cantilever indicado não deve exceder o tamanho de um dente (o autor não especificou as medidas exatas), enquanto a prótese final deve ter comprimento do cantilever/razão de propagação anteroposterior inferior a 1 (relação CL/AP <1). Ainda, complementaram no estudo que a definição da extensão AP de uma prótese implantossuportada de arco completo é a distância entre uma linha que passa na distal dos implantes mais posteriores e uma linha que passa pelo centro do implante mais anterior. O presente estudo considerou um valor referência de relação CL/AP de 1,5, e não de 1, visto que tiveram poucos pacientes com essa relação menor que 1 e a distribuição das amostras nos grupos ficaria bastante heterogênea. Dessa forma, caso tivesse mais pacientes com valores menores que 1, o valor referência poderia ter sido o mesmo da referência mencionada. Isso pode ser considerado uma limitação do presente estudo.

A extensão CL/AP foi verificada para a prótese de cada paciente usando sempre o mesmo critério. Este conceito de usar a extensão AP para calcular o tamanho do cantilever foi proposto pela primeira vez por English em 1990. Ele afirmou que os princípios biomecânicos precisam ser aplicados para garantir um resultado restaurador bem-sucedido. English sugeriu que o vão de um cantilever poderia ser 1,5 vezes a extensão AP na mandíbula. Essa era a opinião dele, e não evoluiu de uma avaliação científica vigorosa (Walter e Greenstein, 2020). Entretanto, o presente estudo demonstrou que essa relação CL/AP não gera diferença estatística ($p = 0,906$). Sendo assim, o estudo discute essa questão, evidenciando que outros fatores precisam ser considerados conjuntamente com a razão CL/AP, ou que o valor de 1,5 precisa ser revisto. Esta é uma questão importante, pois a falha em planejar adequadamente o comprimento do cantilever e fornecer suporte suficiente para este tipo de construção pode resultar em tensões deletérias na prótese e nos implantes.

McAlarney e Stavropoulos (1996) também realizaram uma pesquisa abordando a extensão CL/AP. Nesse contexto, os autores assumiram que a falha ocorre quando a junta parafuso-prótese de retenção foi comprometida por forças verticais de compressão (excedendo o valor de torque) ou de tração (abertura da junta por deformação plástica) usando o modelo Skalak. Analisaram arranjos geométricos de 3, 4, 5 e 6 implantes. As variáveis de força foram 143, 200 e 400 N para a força aplicada, o valor de torque e a resistência ao escoamento de tração da junta, respectivamente. Os autores concluíram que, embora as distribuições de implantes com o maior AP frequentemente forneçam oclusão adequada, o uso de uma única proporção CL/AP não é necessariamente um bom indicador da capacidade de cantilever. Isso

mostra que o cantilever desempenha um papel fundamental no sucesso da reabilitação. No entanto, seu comprimento deve ser definido individualmente, considerando diversos fatores, como a biomecânica da prótese, a propagação ântero-posterior, a qualidade óssea da maxila em comparação à mandíbula, o arco antagonista, a quantidade e distribuição dos implantes.

A segunda hipótese do estudo que os parafusos dos implantes distais possuem resistência menor comparados aos parafusos dos implantes centrais também foi rejeitada. A literatura demonstra que muitos fatores influenciam na resistência do parafuso protético, o qual pode sofrer falhas, como afrouxamento e fratura. Altuwaijri *et al.* (2022) afirmam que o tamanho do cantilever sobrecarrega o implante terminal adjacente ao cantilever (implante mais distal da reabilitação) causando distribuição desigual das forças mastigatórias e perda da pré-carga, que pode resultar no afrouxamento do parafuso. Entretanto, foi verificado no presente estudo que a resistência mecânica dos parafusos de retenção não é afetada pela sua localização no arco ($p = 0,941$).

Outro motivo que pode justificar a rejeição da segunda hipótese é o tempo de manutenção das reabilitações. Os pacientes do estudo não passaram mais de 2 anos sem realizar manutenção, o que corrobora com os achados de Singh *et al.* (2022). Os autores realizaram uma pesquisa laboratorial com oitenta parafusos protéticos, usados em próteses híbridas fundidas implanto-retidas de 4 e 6 implantes, as quais foram submetidas a carga cíclica de 1,5 milhões de ciclos e 3 milhões de ciclos, simulando 5 e 10 anos de uso, respectivamente. Dessa forma, os autores concluíram que os parafusos de retenção devem ser trocados após um período clínico de 5 anos, independentemente do número de implantes utilizados para

reabilitação. Portanto, não ultrapassando mais de 2 anos, a resistência e desempenho dos parafusos do estudo se mostrou naturalmente mantida, e isso é um dado bastante relevante.

Por fim, a última hipótese testada foi que a resistência dos parafusos protéticos de protocolos com 5 implantes é maior que a resistência de parafusos de protocolos com 4 implantes. Esta hipótese foi aceita, sendo esse fator significativo para o estudo ($p = 0,003$). Os resultados concordam com o trabalho de Singh *et al.* (2022) citado anteriormente, pois os autores também verificaram que com o aumento do número de implantes, a durabilidade do parafuso protético também aumenta. Além disso, os autores complementam citando implantes inclinados, onde maiores tensões são geradas na junção do pilar do implante e estas são prejudiciais quando observadas no nível do parafuso do pilar. Portanto, do ponto de vista técnico, a inclinação dos pilares reduziu a durabilidade do parafuso protético. Assim, eles puderam concluir que é mais favorável aumentar o número de implantes em vez de incliná-los.

O estudo de Bhandari e colaboradores (2020) também contribui para os achados, pois afirmam que o conceito all-on-four é uma abordagem previsível, que possui taxa de sobrevivência cumulativa do implante de até 99%, no entanto a sobrevivência protética é ligeiramente menor, de até 95% após 10 anos. Desse modo, problemas como fratura protética, fratura da coroa de porcelana, afrouxamento do pilar, afrouxamento do parafuso protético e fatores que levam à sobrecarga da prótese (como bruxismo ou presença de cantilever longo), podem estar relacionados à diminuição da taxa de sobrevivência protética no all-on-four. Assim, a presença de volume ósseo na mandíbula posterior que

permite a inserção de mais implantes é benéfica para melhorar o suporte protético e diminuir o comprimento do cantilever. Durkan e colaboradores (2019) também trazem um dado interessante sobre o tamanho do cantilever em protocolos apoiados por 4 implantes. Eles realizaram um estudo avaliando biomecanicamente os efeitos do comprimento do cantilever e da inclinação do implante na distribuição de tensões de protocolos mandibulares, e concluíram que um comprimento de cantilever de 9 mm pode ser recomendado, em casos de reabilitação de cerâmica pura.

Os resultados deste estudo ressaltam sua relevância, especialmente considerando a escassez de dados consistentes na literatura sobre a avaliação mecânica de parafusos. Um diferencial importante desta pesquisa foi a utilização de parafusos envelhecidos em condições intraorais, o que confere maior fidelidade e aplicabilidade clínica aos resultados, em comparação ao envelhecimento laboratorial. Assim, apesar das limitações, o estudo apresenta contribuições significativas para a prática clínica em odontologia, destacando a importância de um planejamento criterioso na execução de próteses sobre implantes e, sobretudo, reforçando a importância de consultas regulares de manutenção para a longevidade das reabilitações.

7 CONCLUSÃO

Com base neste estudo, pode-se concluir que os parafusos protéticos de protocolos reabilitados com 5 implantes apresentam um torque de fratura superior em comparação aos protocolos com 4 implantes. Além disso, a razão CL/AP e a localização dos parafusos no arco (distais e centrais) não influenciam significativamente o torque de fratura dos parafusos protéticos de minipilares, após 13,8 meses de uso clínico.

8 REFERÊNCIAS

ALGHAMDI, Hamdan S.; JANSEN, John A. The development and future of dental implants. **Dental Materials Journal**, [s. l.], v. 39, n. 2, p. 167–172, 2020. Disponível em: https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/39/2/39_2019-140/article.

ALQAHTANI, Fawaz; FLINTON, Robert. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 112, n. 2, p. 299–305, 2014. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391313003636>.

ALTUWAIJRI, Shahad Mohammed; ALOTAIBI, Hanan Nejer; ALNASSAR, Talal Mughailath. The effect of the digital manufacturing technique of cantilevered implant-supported frameworks on abutment screw preload. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, [s. l.], v. 14, n. 1, p. 22, 2022. Disponível em: <https://jap.or.kr/DOIx.php?id=10.4047/jap.2022.14.1.22>.

ANITUA, Eduardo; LARRAZABAL SAEZ DE IBARRA, Naiara; SARACHO ROTAECHE, Luis. Implant-Supported Protheses in the Edentulous Mandible: Biomechanical Analysis of Different Implant Configurations via Finite Element Analysis. **Dentistry Journal**, [s. l.], v. 11, n. 1, p. 4, 2022. Disponível em: <https://www.mdpi.com/2304-6767/11/1/4>.

ATALAY, Pelin; ÖZTAŞ, Doğan Derya. Fatigue resistance and fracture strength of narrow-diameter one-piece zirconia implants with angled abutments. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, [s. l.], v. 34, n. 7, p. 1060–1067, 2022. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jerd.12944>.

BACA, Emrah *et al.* In vivo evaluation of occlusal contact area and maximum bite force in patients with various types of implant-supported protheses. **Acta Odontologica Scandinavica**, [s. l.], v. 71, n. 5, p. 1181–1187, 2013. Disponível em: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/00016357.2012.757360>.

BHANDARI, Jitendra *et al.* Full mouth rehabilitation by implant supported fixed prosthesis. **Contemporary Clinical Dentistry**, [s. l.], v. 11, n. 2, p. 199, 2020. Disponível em: https://journals.lww.com/10.4103/ccd.ccd_738_18.

BITTENCOURT, Ana-Beatriz-Bueno-Carlina *et al.* Stress distribution of multiple implant-supported prostheses: Photoelastic and strain gauge analyses of external hexagon and morse taper connections. **Journal of clinical and experimental dentistry**, [s. l.], v. 14, n. 3, p. e235–e240, 2022.

BITTENCOURT, A. *et al.* Stress distribution of multiple implant-supported prostheses: Photoelastic and strain gauge analyses of external hexagon and morse taper connections. **Journal of Clinical and Experimental Dentistry**, [s. l.], v. 14, n. 3, p. e235–e240, 2022. Disponível em: <http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/aop/59288.pdf>.

CHAN, Michael H.; NUDELL, Yoav A. All-on-4 Concept Update. **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 65, n. 1, p. 211–227, 2021. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0011853220300811>.

CORAY, Rafaela; ZELTNER, Marco; ÖZCAN, Mutlu. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, [s. l.], v. 62, p. 333–346, 2016. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616116301308>.

DA SILVA, Emily *et al.* Does the Presence of a Cantilever Influence the Survival and Success of Partial Implant-Supported Dental Prostheses? Systematic Review and Meta-Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, [s. l.], v. 33, n. 4, p. 815–823, 2018.

DE SÁ, Bruno Costa Martins *et al.* Fracture strength of standard and small diameter prosthetic abutments for full-arch implant-supported restorations. **Journal of Oral Implantology**, [s. l.], v. 43, n. 3, p. 175–179, 2017.

DELUCCHI, Francesca *et al.* Framework materials for full-arch implant-supported rehabilitations: A systematic review of clinical studies. **Materials**, [s. l.], v. 14, n. 12, 2021.

DO, Thanh An *et al.* Risk Factors related to Late Failure of Dental Implant—A Systematic Review of Recent Studies. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, [s. l.], v. 17, n. 11, p. 3931, 2020.

DO PRADO, Célio Jesus *et al.* Influence of abutment screw design and surface coating on the bending flexural strength of the implant set. **Journal of Oral Implantology**, [s. l.], v. 40, n. 2, p. 123–128, 2014.

DOOLABH, R; DULLABH, H D; SYKES, L M. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. **SADJ: journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging**, [s. l.], v. 69, n. 7, p. 316–20, 2014. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26548212>.

DRAGO, Carl. Ratios of Cantilever Lengths and Anterior-Posterior Spreads of Definitive Hybrid Full-Arch, Screw-Retained Prostheses: Results of a Clinical Study. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 27, n. 5, p. 402–408, 2018.

DURKAN, Rukiye; OYAR, Perihan; DESTE, Gonca. Effects of Cantilever Length and Implant Inclination on the Stress Distribution of Mandibular Prosthetic Restorations Constructed from Monolithic Zirconia Ceramic. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, [s. l.], v. 35, n. 1, p. 121–129, 2020.

ESPOSITO, Marco *et al.* Biological factors contributing. **Eur J Oral Sci**, [s. l.], v. 106, p. 527–551, 1998.

MELO FILHO, Antonio Brulino de *et al.* Failure Probability, Stress Distribution and Fracture Analysis of Experimental Screw for Micro Conical Abutment. **Brazilian Dental Journal**, [s. l.], v. 30, n. 2, p. 157–163, 2019. Disponível em: http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-64402019000200157&tlng=en.

FLANAGAN, Dennis. An Overview of Complete Artificial Fixed Dentition Supported by Endosseous Implants. **Artificial Organs**, [s. l.], v. 29, n. 1, p. 73–81, 2005. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1525-1594.2004.29009.x>.

FUEKI, Kenji *et al.* Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 98, n. 6, p. 470–477, 2007. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391307601474>.

GARÓFALO, Stephanie Assimakopoulos *et al.* Increasing dental zirconia micro-retentive aspect through ultra-short pulsed laser microstructuring: study on flexural strength and crystal phase characterization. **Clinical Oral Investigations**, [s. l.], v. 26, n. 1, p. 939–955, 2022.

GOIATO, Marcelo Coelho *et al.* Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: Digital photoelasticity. **Journal of Medical Engineering and Technology**, [s. l.], v. 40, n. 2, p. 35–42, 2016.

GONZALEZ-GONZALEZ, Ignacio *et al.* Complications of fixed full-arch implant-supported metal-ceramic prostheses. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, [s. l.], v. 17, n. 12, p. 1–23, 2020.

HAAS, Robert *et al.* Brånemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 73, n. 3, p. 274–279, 1995. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391305802057>.

HÄMMERLE, Christoph H F *et al.* Biomechanical aspects: Summary and consensus statements of group 4. The 5(th) EAO Consensus Conference 2018. **Clinical oral implants research**, Denmark, v. 29 Suppl 1, p. 326–331, 2018.

HJALMARSSON, Lars; GHEISARIFAR, Maryam; JEMT, Torsten. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. **European**

journal of oral implantology, [s. l.], v. 9 Suppl 1, p. S155-62, 2016.
Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27314122>.

HOWE, Mark Steven; KEYS, William; RICHARDS, Derek. **Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis**. [S. l.]: Elsevier Ltd, 2019.

HUANG, Yiqing; WANG, Jiawei. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, [s. l.], v. 31, n. 4, p. 338–345, 2019.
Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/jerd.12494>.

JÖRN, Daniela *et al.* Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 112, n. 2, p. 340–348, 2014. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391313003843>.

KELEKIS-CHOLAKIS, Anastasia; ROTHNEY, Janet. Maintenance of Implant Patients: A Narrative Review. **Implant Dentistry**, [s. l.], v. 28, n. 2, p. 161–172, 2019.

KIM, S. K. *et al.* An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. **Journal of Oral Rehabilitation**, [s. l.], v. 32, n. 5, p. 346–350, 2005.

KIM, S. K. *et al.* An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. **Journal of Oral Rehabilitation**. v. 32, p. 346-350, 2005.

KULLAR, Amritpal S.; MILLER, Craig S. Are There Contraindications for Placing Dental Implants? **Dental Clinics of North America**, [s. l.], v. 63, n. 3, p. 345–362, 2019. Disponível em: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0011853219300163>.

MALÓ, Paulo; RANGERT, Bo; NOBRE, Miguel. “All-on-Four” Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 5, n. s1, p. 2–9, 2003. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1708-8208.2003.tb00010.x>.

MANOR, Yifat *et al.* Characteristics of Early Versus Late Implant Failure: A Retrospective Study. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, [s. l.], v. 67, n. 12, p. 2649–2652, 2009.

MCALARNEY M, STAVROPOULOS D: Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screwprosthesis joint. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 11, p. 331-339, 1996.

MENINI, Maria *et al.* Effect of Framework in an Implant-Supported Full-Arch Fixed Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. **The International Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 28, n. 6, p. 627–630, 2015.

MOHAMMED, Hnd Hadi *et al.* Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. **Journal of Advanced Prosthodontics**, [s. l.], v. 8, n. 1, p. 62–69, 2016.

NEJATIDANESH, Farahnaz *et al.* Clinical performance of implant supported mandibular overdentures with cantilever bar and stud attachments: A retrospective study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 24, n. 6, p. 845–853, 2022.

OMORI, Yuki *et al.* Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses: A systematic review with meta-analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, [s. l.], v. 47, n. 1, p. 101–111, 2020. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/joor.12877>.

PESCE, Paolo *et al.* Precision and Accuracy of a Digital Impression Scanner in Full-Arch Implant Rehabilitation. **The International Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 31, n. 2, p. 171–175, 2018.

PJETURSSON, Bjarni E. Implant supported dentures and masticatory performance. **Evidence-Based Dentistry**, [s. l.], v. 9, n. 1, p. 22–22, 2008. Disponível em: <https://www.nature.com/articles/6400568>.

ROMEO, Eugenio *et al.* Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism. **Clinical Oral Implants Research**,

[s. l.], v. 13, n. 2, p. 133–143, 2002. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1034/j.1600-0501.2002.130203.x>.

SAKAGUCHI, R L; BORGERSEN, S E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **The International journal of oral & maxillofacial implants**, [s. l.], v. 10, n. 3, p. 295–302, 1995. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7615325>.

SAKKA, Salah; BAROUDI, Kusai; NASSANI, Mohammad Zakaria. Factors associated with early and late failure of dental implants. **Journal of Investigative and Clinical Dentistry**, [s. l.], v. 3, n. 4, p. 258–261, 2012. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.2041-1626.2012.00162.x>.

SHACKLETON, J. L. *et al.* Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, [s. l.], v. 71, n. 1, p. 23–26, 1994.

SHEMTOV-YONA, Keren; RITTEL, Daniel. Fatigue of dental implants: Facts and fallacies. **Dentistry Journal**, [s. l.], v. 4, n. 2, 2016.

SILVA, António Sérgio *et al.* Comparison of Mechanical Resistance to Maximal Torsion Stress in Original and Nonoriginal or Compatible Prosthetic Implant Screws: An in Vitro Study. **International Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 2021, 2021.

SIM, Bo Kyun *et al.* Hollow Abutment Screw Design for Easy Retrieval in Case of Screw Fracture in Dental Implant System. **Journal of Healthcare Engineering**, [s. l.], v. 2017, 2017.

SINGH, Mansi *et al.* Evaluation of physical changes due to simulated loading on prosthetic screw supporting 4- and 6-unit implant prosthesis: An in vitro study. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, [s. l.], v. 22, n. 4, p. 389, 2022.

STEINEBRUNNER, Lars *et al.* Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 19, n. 12, p. 1276–1284, 2008.

TABORDA, Bello, Maria Beatriz *et al.* Analysis of Torque Maintenance and Fracture Resistance after Fatigue in Retention Screws Made of Different Metals for Screw-Retained Implant-Borne Prosthesis Joints. **International Journal of Dentistry**, [s. l.], v. 2021, p. 1–12, 2021. Disponível em: <https://www.hindawi.com/journals/ijd/2021/9693239/>.

TAGLIARENI, Jonathan M.; CLARKSON, Earl. **Basic Concepts and Techniques of Dental Implants**. [S. l.]: W.B. Saunders, 2015.

THOMA, Daniel S. *et al.* Two short implants versus one short implant with a cantilever: 5-Year results of a randomized clinical trial. **Journal of Clinical Periodontology**, [s. l.], v. 48, n. 11, p. 1480–1490, 2021.

THOMÉ, Geninho *et al.* Implant and prosthesis survival rates of full-arch immediate prostheses supported by implants with and without bicortical anchorage: Up to 2 years of follow-up retrospective study. **Clinical Oral Implants Research**, [s. l.], v. 32, n. 1, p. 37–43, 2021.

TÜRKER, Nurullah *et al.* Finite Element Stress Analysis of Applied Forces to Implants and Supporting Tissues Using the “All-on-Four” Concept with Different Occlusal Schemes. **Journal of Prosthodontics**, [s. l.], v. 28, n. 2, p. 185–194, 2019.

TURKYILMAZ, Ilser; COMPANY, Andrea M.; MCGLUMPHY, Edwin A. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. **Gerodontology**, [s. l.], v. 27, n. 1, p. 3–10, 2010. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1741-2358.2009.00294.x>.

VIANNA, De Assis, Camila *et al.* Torque Stability of Different Abutment Screws Submitted to Mechanical Cycling. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, [s. l.], v. 28, n. 5, p. e209–e214, 2013.

WALTER, Leora; GREENSTEIN, Gary. Utility of measuring anterior-posterior spread to determine distal cantilever length off a fixed implant-supported full-arch prosthesis: A review of the literature. **Journal of the American Dental Association (1939)**, England, v. 151, n. 10, p. 790–795, 2020a.

WALTER, Leora; GREENSTEIN, Gary. Utility of measuring anterior-posterior spread to determine distal cantilever length off a fixed implant-supported full-arch prosthesis: A review of the literature. **Journal of the American Dental Association**, [s. l.], v. 151, n. 10, p. 790–795, 2020b.

ZHOU, Yi *et al.* Does Bruxism Contribute to Dental Implant Failure? A Systematic Review and Meta-Analysis. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, [s. l.], v. 18, n. 2, p. 410–420, 2016.

9 APÊNDICES

UNIVERSIDADE DE PASSO
FUNDO / PRÓREITORIA
ACADÊMICA-PROACAD/UPF



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Análise do torque de remoção e susceptibilidade à fratura dos parafusos de pilares instalados em próteses do tipo protocolo inferior: um estudo transversal

Pesquisador: NICOLY SCHMIDT FIGUR

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 81995824.8.0000.5342

Instituição Proponente: Universidade de Passo Fundo/Vice-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 7.117.036

Apresentação do Projeto:

Análise do torque de remoção e susceptibilidade à fratura dos parafusos de pilares instalados em próteses do tipo protocolo inferior: um estudo transversal

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo do presente estudo é avaliar o valor de destorque e a susceptibilidade à fratura dos parafusos de minipilares de próteses tipo protocolo após 1 ano de instalação e associar ao torque de fratura destes parafusos protéticos com a extensão do cantilever, região do implante e número de implantes da reabilitação.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Apesar de ser muito raro de acontecer, você poderá sentir um leve desconforto no momento da troca dos parafusos na mucosa oral (boca).

Benefícios:

Ao participar da pesquisa, você estará ajudando com a avaliação das condições que a biomecânica de uma prótese suportada por implantes é submetida e dessa forma, contribuindo para que possíveis erros que ocorrem corriqueiramente

Endereço: BR 285- Km 292 Campus I - 4º andar Centro Administrativo
Bairro: São José **CEP:** 99.052-900
UF: RS **Município:** PASSO FUNDO
Telefone: (54)3316-8157 **E-mail:** cep@upf.br

possam ser estudados e futuramente solucionados. Ao participar da pesquisa, você estará garantindo uma maior longevidade da sua reabilitação, fazendo manutenções importantes para o bom desempenho da prótese e implantes dentários. Além de também estar ajudando com a avaliação das condições que a biomecânica de uma prótese suportada por implantes é submetida e dessa forma, contribuindo para que possíveis erros que ocorrem corriqueiramente possam ser estudados e futuramente solucionados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Este será um estudo transversal. Serão utilizados pacientes da faculdade que realizaram reabilitação de arco total com próteses implantadas. Os indivíduos serão avaliados para verificação das condições das próteses e manutenção dos parafusos protéticos.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os direitos fundamentais dos participantes foram garantidos no projeto e no TCLE. O protocolo foi instruído e apresentado de maneira completa e adequada. Os compromissos do pesquisador e das instituições estavam presentes. O projeto foi considerado claro em seus aspectos científicos, metodológicos e éticos.

Recomendações:

Após o término da pesquisa, o CEP UPF solicita: a) A devolução dos resultados do estudo aos sujeitos da pesquisa ou a instituição que forneceu os dados; b) Enviar o relatório final da pesquisa, pela plataforma, utilizando a opção, no final da página, “Enviar Notificação” + relatório final.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Diante do exposto, este Comitê, de acordo com as atribuições definidas na Resolução 466/12 OU 510/16, do Conselho Nacional da Saúde, Ministério da Saúde, Brasil, manifesta-se pela aprovação do projeto de pesquisa na forma como foi proposto.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P	23/09/2024		Aceito

Endereço: BR 285- Km 292 Campus I - 4º andar Centro Administrativo
Bairro: São José CEP: 99.052-900
UF: RS Município: PASSO FUNDO
Telefone: (54)3316-8157 E-mail: cep@upf.br

UNIVERSIDADE DE PASSO
FUNDO / PRÓREITORIA
ACADÊMICA-PROACAD/UPF



Continuação do Parecer: 7.117.036

Básicas do Projeto	OJETO_2368191.pdf	13:49:34		Aceito
Outros	Correcoes.docx	23/09/2024 13:49:01	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
Outros	Declaracao.pdf	17/07/2024 17:09:46	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
Outros	AutorizacaoLocal.pdf	17/07/2024 17:06:05	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
Folha de Rosto	FolhaDeRosto.pdf	26/06/2024 10:54:14	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
Outros	Instrumento.docx	20/06/2024 11:02:23	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.docx	20/06/2024 11:01:20	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.doc	20/06/2024 11:00:12	NICOLY SCHMIDT FIGUR	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

PASSO FUNDO, 02 de Outubro de 2024

Assinado por:
Felipe Cittolin Abal
(Coordenador(a))

Endereço: BR 285- Km 292 Campus I - 4º andar Centro Administrativo
Bairro: São José **CEP:** 99.052-900
UF: RS **Município:** PASSO FUNDO
Telefone: (54)3316-8157 **E-mail:** cep@upf.br

Página 03 de 03

Apêndice 1 – Parecer Substanciado do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Passo Fundo (CEP-UPF).

Você está sendo convidado (a) a participar da pesquisa "Análise do torque de remoção e susceptibilidade à fratura dos parafusos de pilares instalados em próteses do tipo protocolo inferior: um estudo transversal", de responsabilidade da pesquisadora Nicoly Schmidt Figur.

JUSTIFICATIVA: O afrouxamento e a fratura do parafuso são as complicações mais comuns em próteses suportadas por implantes, mesmo após 1 ano de uso. As próteses fixas sobre implantes apresentam boa durabilidade e poucas complicações, porém é importante identificar e reduzir essas complicações para melhorar a satisfação dos pacientes a longo prazo. **OBJETIVOS:** Avaliar o valor de destorque e a susceptibilidade à fratura dos parafusos do miniplar de próteses tipo protocolo após 1 ano de instalação. **PROCEDIMENTOS:** Você será avaliado para verificação das condições das próteses e manutenção dos parafusos protéticos. Desse modo, passará por um procedimento de manutenção da prótese, onde os parafusos antigos serão removidos e substituídos imediatamente por parafusos novos. Todos os parafusos protéticos serão substituídos por parafusos da mesma marca e modelo utilizados, sem custo para o paciente. Será feito o registro dos parafusos fraturados (caso existam), e do torque necessário para a remoção dos parafusos, de acordo com a posição no arco. **POSSÍVEIS**

DESCONFORTOS E RISCOS: Apesar de ser muito raro de acontecer, você poderá sentir um leve desconforto no momento da troca dos parafusos na mucosa oral (boca). **BENEFÍCIOS:** Ao participar da pesquisa, você estará ajudando com a avaliação das condições que a biomecânica de uma prótese suportada por implantes é submetida e dessa forma, contribuindo para que possíveis erros que ocorrem corriqueiramente possam ser estudados e futuramente solucionados. Os riscos são mínimos, mas se ocorrer algum dano (desconforto grave ou lesão na boca) comprovado, decorrente da sua participação na pesquisa você terá o direito à assistência gratuita pelo tempo que for necessário. Você terá a garantia de receber esclarecimentos sobre qualquer dúvida sobre a pesquisa e poderá ter acesso aos seus dados em qualquer etapa do estudo. Sua participação nessa pesquisa não é obrigatória e você pode desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento. Você não terá qualquer despesa para participar da presente pesquisa e não receberá pagamento pela sua participação. O seu nome, dados pessoais e relacionados à sua identificação não serão divulgados. Os resultados da pesquisa serão divulgados, mas você terá a garantia do sigilo e da confidencialidade dos dados. Caso você tenha dúvidas sobre o comportamento dos pesquisadores e caso se considere prejudicado (a) na sua dignidade e autonomia, você pode entrar em contato com os pesquisadores: Nicoly Schmidt Figur, telefone (54)991494640, Pedro Henrique Corazza, telefone (54)996980888, Henrique Cesca, telefone (54)996719499, ou com o PPGOdo, telefone (54)3316-8395, ou ainda, pode entrar em contato com os pesquisadores pelo endereço: Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia, Prédio A7, 3º andar, Universidade de Passo Fundo, Campus I - BR 285, Bairro São José - CEP 99052-900, Passo Fundo/RS. Também pode consultar o Comitê de Ética em Pesquisa da UPF, pelo telefone (54) 3316-8157, no horário das 08h às 12h e das 13h30min às 17h30min, de segunda a sexta-feira. O Comitê está localizado no Campus I da Universidade de Passo Fundo, na BR 285, Bairro São José, Passo Fundo/RS. O Comitê de Ética em pesquisa exerce papel consultivo e, em especial, educativo, para assegurar a formação continuada dos pesquisadores e promover a discussão dos aspectos éticos das pesquisas em seres humanos na comunidade. Dessa forma, se você concorda em participar da pesquisa como consta nas explicações e orientações acima, coloque seu nome no local indicado abaixo. Desde já, agradecemos a sua colaboração e solicitamos a sua assinatura de autorização neste termo, que será também assinado pelo pesquisador responsável em duas vias, sendo que uma ficará com você e outra com o (a) pesquisador (a).

Passo Fundo, ____ de ____ de ____.

Nome do (a) participante: _____
Assinatura: _____

Nome do (a) pesquisador (a): _____
Assinatura: _____

Apêndice 2 – Termo de consentimento livre e esclarecido.



Programa de Pós-Graduação em Odontologia
(PPGOdonto)

Nome _____ do _____ paciente: _____

Prontuário: _____

Data _____ da _____ consulta: _____

Sexo:

() Feminino () Masculino () Outro

Arco antagonista:

() Dentição natural () Prótese total () Prótese
parcial removível () Protocolo
() Prótese fixa unitária ou múltipla

Número de implantes instalados do protocolo inferior:

() 4 implantes () 5 implantes () Outro - Quantos? _____

Região dos parafusos protético:

() Distais () Centrais () Outros

Parafusos protéticos fraturados:

() Distal () Central () Outro

Quantos? _____

Valor de torque no momento da instalação:

Implantes _____ distais: _____

Implantes _____ centrais: _____

Outros: _____

Valor de destorque no momento da manutenção:

Implantes _____ distais: _____

Implantes _____ centrais: _____

Outros: _____

Tempo de instalação do protocolo inferior:

Data: _____

Hábitos Parafuncionais:

() Sim () Não

Qual? _____

Tamanho do Cantilever:

Milímetros: _____

Tamanho da extensão antero-posterior (AP):

Milímetros: _____

Apêndice 3 – Ficha desenvolvida para os pacientes incluídos na pesquisa.

**ARTIGO A SER SUBMETIDO NA REVISTA
DE ODONTOLOGIA - UPF**

**ANÁLISE DO TORQUE DE FRATURA DOS PARAFUSOS
PROTÉTICOS DE MINIPILARES DE PROTOCOLO INFERIOR:
ESTUDO LABORATORIAL APÓS SEIS MESES DE USO
CLÍNICO**

**ANALYSIS OF FRACTURE TORQUE OF PROSTHETIC
SCREWS OF LOWER PROTOCOL MINI PILLARS:
LABORATORY STUDY AFTER SIX MONTHS OF CLINICAL
USE**

Nicolý Schmidt Figur, PPGOUPF, Passo Fundo, RS,
Brasil

João Paulo de Carli, Dr., PPGOUPF, Passo Fundo, RS, Brasil

Pedro Henrique Corazza, Dr., PPGOUPF, Passo Fundo,
RS,
Brasil

Resumo

O estudo avaliou a relação entre o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares em próteses protocolo inferiores e a razão cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), a localização dos implantes e o número de implantes. Foram analisados 91 parafusos removidos de pacientes reabilitados no Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (UPF), submetidos a testes de resistência mecânica com torquímetro digital. Foram calculadas as médias de torque de fratura para os parafusos localizados nas distais da prótese e as médias para os parafusos centrais (variável região). A razão CL/AP foi considerada calculando-se a razão entre a extensão do cantilever e a distância ântero-posterior dos implantes. Uma análise estatística com ANOVA 2-fatores e teste de Tukey ($\alpha = 0,05$), que revelou que o número de implantes influenciou significativamente o torque de fratura ($p = 0,003$), enquanto a localização dos parafusos e a razão CL/AP não obtiveram significância estatística. Conclui-se que próteses suportadas por cinco implantes apresentam maior torque de fratura dos parafusos em comparação com quatro implantes, sem influência significativa da razão CL/AP e a localização dos parafusos no arco (distais e centrais), após 13,8 meses de uso clínico.

Palavras-chave: Implante dentário; Próteses e Implantes; Prótese Dentária Fixada por Implante.

Abstract

The study evaluated the relationship between the fracture torque of mini-abutment prosthetic screws in lower protocol prostheses and the cantilever/anteroposterior extension (CL/AP) ratio, implant location, and number of implants. Ninety-one screws removed from patients rehabilitated in the Dentistry Course at the University of Passo Fundo (UPF) were analyzed and submitted to mechanical resistance tests with a digital torque meter. The fracture torque means were calculated for the screws located in the distal parts of the prosthesis and the means for the central screws (region variable). The CL/AP ratio was considered by calculating the ratio between the cantilever extension and the anteroposterior distance of the implants. A statistical analysis with 2-factor ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$), which revealed that the number of implants significantly influenced the fracture torque ($p = 0.003$), while the location of the screws and the CL/AP ratio did not obtain statistical significance. It is concluded that prostheses supported by five implants present greater screw fracture torque compared to four implants, without significant influence of the CL/AP ratio and the location of the screws in the arch (distal and central), after 13.8 months of clinical use.

Key words: Dental implant; Prostheses and Implants; Dental Prosthesis, Implant-Supported.

Introdução

Durante as últimas décadas, a implantodontia emergiu como um dos pilares da odontologia moderna. Os implantes

dentários aumentam significativamente as possibilidades de tratamento para restaurar a função e a estética de pacientes edêntulos, com taxas de sucesso a longo prazo tão altas quanto 96,4%.¹ Essas altas taxas expandiram sua utilização, e os cenários clínicos provenientes desse tipo de reabilitação precisam ser estudados.²

A previsibilidade e o sucesso do tratamento com implantes estão fortemente relacionados às diferentes cargas e condições a que o implante é submetido durante sua função. Assim, condições biomecânicas desfavoráveis podem induzir reabsorção óssea e falhas como afrouxamento de parafusos, fratura do material de revestimento das próteses e peri-implantite. A maior parte das falhas mecânicas, historicamente, são relacionadas à instabilidade da conexão entre o implante e a prótese.³⁻⁴ Porém, hoje, com o aumento da utilização de pilares intermediários, as falhas mecânicas passaram a ocorrer na união prótese-componente intermediário.⁵

Quando próteses do tipo protocolo são confeccionadas sobre pilares protéticos, o parafuso de fixação possui estruturas que permitem um torque de 10 N/cm² (segundo os fabricantes). Ao exercer o torque, é gerada uma pré-carga no parafuso. Se esta for inadequada, a estabilidade do conjunto pode ser prejudicada, podendo resultar em afrouxamento ou fratura do parafuso.⁶⁻⁷

A pré-carga real depende do acabamento das interfaces, do atrito entre os componentes, da geometria e das propriedades do material. Devido a isso, é importante entender as forças que

afetam as próteses implantossuportadas para reduzir complicações e manter a integridade na interface implante/osso.⁸

As próteses do tipo protocolo possuem a incorporação de uma extensão cantilever, que permite a realização de reabilitações em áreas anatomicamente comprometidas. É possível ter protocolos apoiados em 5 implantes, como também em 4 implantes. Neste caso, os 4 implantes são colocados entre forames, com os 2 implantes posteriores angulados em aproximadamente 30°, a fim de reduzir o cantilever distal da prótese.⁹⁻¹⁰

Uma maior concentração de tensão é observada na região desses implantes distais, já que é uma região de alta carga mastigatória. A tensão é influenciada pelo tipo de arco antagonista e pelo comprimento do cantilever.¹¹ Portanto, atentar-se à influência de diferentes pontos é fundamental e, assim, o presente estudo tem como objetivo associar o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares de próteses do tipo protocolo Bränemark inferior com a relação cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), região do implante e número de implantes da reabilitação.

Materiais e métodos

1. Local de realização da pesquisa e delineamento do estudo

O presente estudo trata-se de uma pesquisa experimental laboratorial na área de biomateriais e odontologia reabilitadora, realizada no Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (CO/UPF).

O macroprojeto ao qual a presente pesquisa se encontra é denominado “Análise do torque de remoção e susceptibilidade à fratura dos parafusos de pilares instalados em próteses do tipo protocolo inferior: um estudo transversal”. Como os parafusos da presente pesquisa são provenientes de pacientes, o macroprojeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade de Passo Fundo (CEP-UPF), sob o número 7.117.036.

2. Seleção e atendimento de pacientes

Foram selecionados 25 pacientes que utilizavam prótese do tipo protocolo inferior há pelo menos 6 meses. As próteses eram apoiadas sobre 4 ou 5 implantes. Todos os pacientes haviam realizado a reabilitação nas clínicas do curso de Odontologia da UPF (Especialização em Implantodontia ou Residência de Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial). Os pacientes buscaram atendimento na mesma instituição para manutenção e limpeza do protocolo. Nesse momento, dois pesquisadores do grupo convidaram os pacientes a participar da pesquisa e assinar o TCLE, desde que ele se encaixasse nos critérios de elegibilidade da pesquisa.

3. Coleta e armazenamento dos parafusos

No momento da manutenção, as próteses do tipo protocolo eram retiradas e o procedimento de limpeza era realizado com o uso de gases (Ultracotton, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil), ultrassom (Gnatus, Barretos, São Paulo, Brasil) e curetas

(Millenium, Brasília, Brasil). Também eram feitas orientações de higiene e cuidado da prótese para o paciente.

Os parafusos de retenção foram removidos e imediatamente armazenados individualmente em pequenos envelopes feitos com rolo de esterilização (Pack GC, São Paulo, Brasil). Desse modo, foram coletados 91 parafusos protéticos (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), entre eles Hexagonais e Neo. O destorque para remoção dos parafusos foi feito através do uso do torquímetro digital portátil Lutron TQ – 8800 (Instrutherm, São Paulo, Brasil) (Figura 2). Todos os parafusos removidos foram substituídos por novos, da mesma marca e modelo, que eram instalados com uma catraca manual (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), em um torque de 10 N/cm² (seguindo as orientações do fabricante). Os orifícios do protocolo foram fechados com fita de Teflon (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e resina Flow (Maquira, Maringá, Paraná, Brasil), que foi fotoativada com fotopolimerizador (Radii Cal, Itajaí, Santa Catarina, Brasil) por 60 segundos.

Os parafusos retirados dos pacientes foram etiquetados de acordo com a localização dos implantes a que pertenciam no arco do paciente. Sendo assim, separados em parafusos D1 (distal esquerdo), C2 (central esquerdo), C3 (central direito) e D4 (distal direito), para os pacientes que possuíam reabilitação com 4 implantes (Figura 1). Já para os pacientes com 5 implantes, os parafusos eram denominados como D1 (distal esquerdo), C2 (central esquerdo), C3 (entre os centrais), C4 (central direito) e D5 (distal direito) (Figura 2). A unidade experimental do estudo foi considerada a média dos valores dos parafusos de cada região

(distal e central). Sendo assim, cada paciente gerou dois valores de torque de fratura (um valor distal e um central).

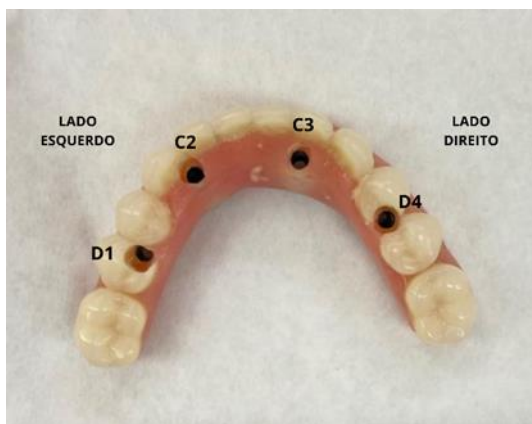


Figura 1 – Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com 4 implantes.

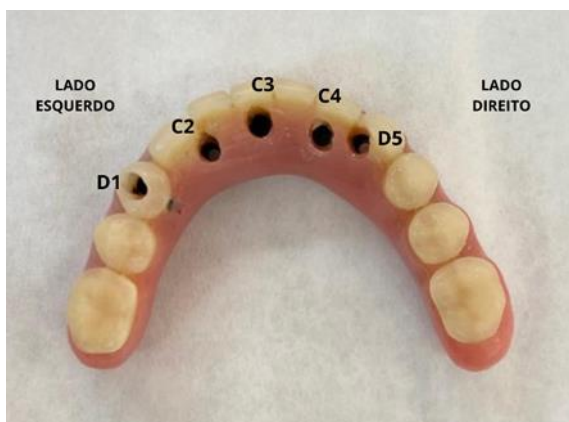


Figura 2 – Nomenclatura dos parafusos de arco com a localização no arco – paciente com 5 implantes.

Todas as informações acerca de cada paciente, como: nome, número de prontuário, idade, sexo, tipo de arco antagonista, número de implantes, localização dos implantes no arco, número de parafusos fraturados, presença de hábitos parafuncionais, data de instalação e/ou última manutenção, tamanho do cantilever esquerdo e direito, tamanho da distância ântero-posterior, modelo de parafuso, modelo de chave utilizada e valor de destorque foram devidamente preenchidos na ficha desenvolvida para esta pesquisa.

Todos os pacientes foram orientados em relação as etapas do tratamento e informados sobre o uso dos dados, assim, o atendimento era iniciado somente após todas as dúvidas esclarecidas e assinatura do TCLE.

4. Procedimentos laboratoriais

4.1. Desinfecção

Primeiramente eram abertos os envelopes de cada paciente, seguindo a ordem da localização no arco. Os parafusos eram colocados em copos descartáveis (CopoPlast, São Joaquim de Bicas, Minas Gerais, Brasil), os quais possuíam detergente enzimático (Rioquímica S. A., São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) e, assim, mantidos por 5 minutos para desinfecção. Posteriormente, eram lavados em água corrente e secados com papel toalha (Nobre Paper, Guarulhos, São Paulo, Brasil) (Figura 3).

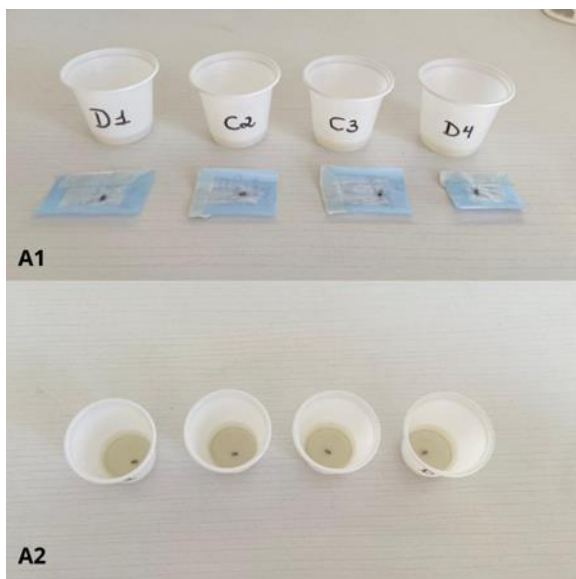


Figura 3 – Desinfecção dos parafusos em detergente enzimático – pacientes com 4 implantes.

4.2 Teste mecânico

Para executar a fase laboratorial foi utilizado o torquímetro digital Aliyiqi AWM – 100 (Wenzhou, China). O instrumento foi programado com a unidade de medida N/m e ativado no modo pico.

Para todos os parafusos foram utilizados análogos de minipilar (Arauprot, São Paulo, Brasil). Estes eram firmados por uma mini morsa (Sparta, China), a qual estava presa na bancada (Figura 4). Para adaptar as chaves digitais ao torquímetro, foi utilizado um soquete sextavado (Gedore, São Leopoldo, Rio

Grande do Sul, Brasil) no tamanho de 5.5 mm para a chave hexagonal curta 1.2 (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), e outro soquete de 6.5 mm para a chave digital Neo curta (Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil). Ambas chaves foram coladas nos soquetes através do uso de solda plástica – Poxipol (Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brasil), para que não houvesse nenhum movimento da chave no momento do torque (Figura 5).

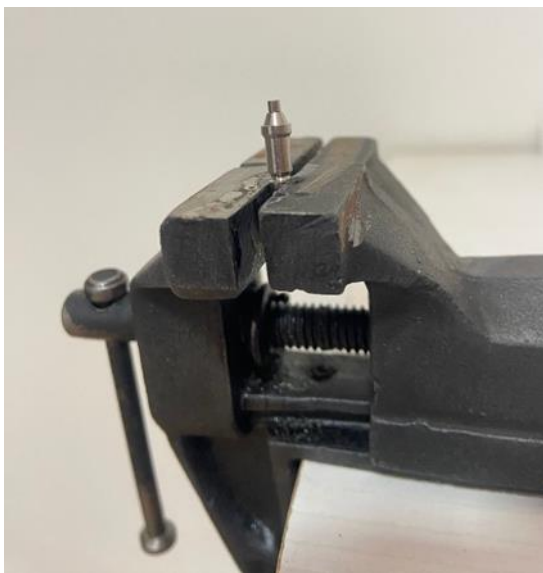


Figura 4 - Análogo com parafuso firmado pela mini morsa.



Figura 5 - Soquete sextavado adaptado ao torquímetro com a chave digital.

Em seguida, os parafusos foram submetidos a uma força de torção com o torquímetro digital AWM – 100 (Wenzhou, China) até o momento da fratura dentro do análogo. Dessa forma, com o modo pico ativado, pode-se observar no visor do torquímetro o valor em N/m em que ocorreu a fratura.

Os valores de torque foram convertidos para N/cm e registrados em uma tabela de excel, juntamente com todas as informações referentes ao parafuso.

5. Mensuração do cantilever e distância ântero-posterior

No momento em que a prótese protocolo era removida da boca do paciente para limpeza, mediu-se as distâncias dos cantileveres esquerdo e direito. Essa medição foi realizada com o auxílio de uma régua (Tilibra, Bauru, São Paulo, Brasil), levando

em consideração a distância entre a distal do último minipilar e o final da prótese.

Em seguida, foi feita uma foto de cada prótese, para posteriormente realizar a medição da distância ântero-posterior (AP) por meio do programa ImageJ. No computador foram traçadas as linhas, uma linha vertical na porção mais distal dos implantes distais e uma linha anterior passando pelo centro do implante mais anterior.¹² Outra linha foi traçada no sentido horizontal, ligando as outras duas linhas paralelas, correspondendo a distância AP (Figura 6).

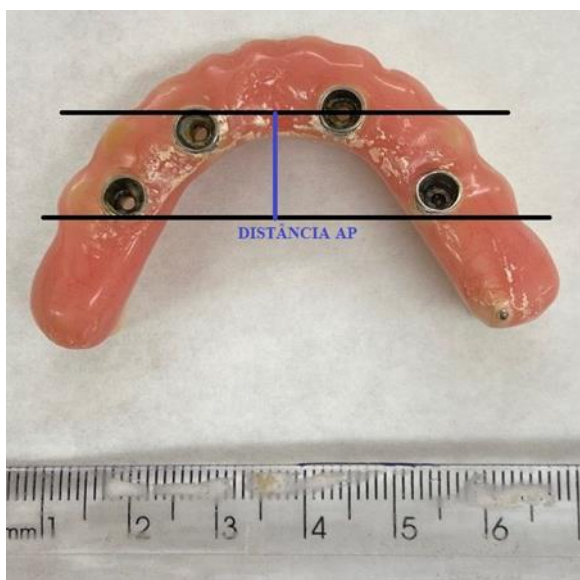


Figura 6 – Mensuração da distância ântero-posterior (AP).

Resultados

A tabela 1 descreve as características da amostra desse estudo, e os respectivos percentuais. Nota-se uma predominância de mulheres, usuários de prótese total na dentição antagonista, ausência de hábitos parafuncionais e tempo desde a instalação da prótese maior de 1 ano. O tempo médio desde a instalação das próteses foi de 13,8 meses.

Tabela 1 - Características da amostra e percentual.

Característica	Número e Percentual
Sexo	Masculino: 7 (28%) Feminino: 18 (72%)
Arco antagonista	Dentição natural: 1 (4%) Prótese total: 15 (60%) Prótese parcial removível: 4 (16%) Protocolo: 5 (20%)
Número de implantes do protocolo	4 implantes: 16 (64%) 5 implantes: 9 (36%)
Hábitos parafuncionais	Sim: 3 (12%) Não: 22 (88%)
Tempo desde a instalação ou última manutenção do protocolo inferior	6 meses: 5 (20%) 6 meses a 1 ano: 5 (20%) Mais de 1 ano: 15 (60%)
Tamanho do cantilever	Menor de 20 mm: 14 (56%) Maior de 20 mm: 11 (44%)

Tamanho da extensão ântero-posterior	Menor que 1,5: 12 (48%) Maior que 1,5: 13 (52%)
---	--

A análise de variância por 2 fatores considerando número de implantes e localização no arco demonstrou que o fator número de implantes foi significativa ($p = 0,003$). A localização ($p = 0,941$) e a interação ($p = 0,479$) não deram significância. A comparação dos grupos de acordo com essas variáveis está exposta na tabela 2. O grupo “5 implantes” e “localização distal” foi o que teve os maiores resultados, estatisticamente superior ao grupo “4 implantes” e “localização distal”. Devido à ausência de significância, o fator localização foi desconsiderado para gerar a tabela 3, que compara apenas o número de implantes. Parafusos provenientes de reabilitações com 5 implantes possuem torque de fratura superior a parafusos de reabilitações com 4 implantes ($p = 0,003$).

Tabela 2 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com a localização do parafuso no arco e o número de implantes.

Nro de implantes	Local	n	Média	DP	Grupamento
4	Centrais	1 3	31,79	7,64	AB

	Distais	1 4	30,41	5,23	B
5	Centrais	7	37,19	5,70	AB
	Distais	8	38,89	7,92	A

* Grupos acompanhados da mesma letra maiúscula não possuem diferença estatística ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

Tabela 3 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com o número de implantes apenas.

Nº de implantes	n	Média	DP	Agrupamento
4	27	31,07	6,41	A
5	15	38,10	6,78	B

Médias que não compartilham uma letra são significativamente diferentes ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

A segunda comparação por ANOVA do estudo considerando a razão CL/AP e localização no arco demonstrou não haver significância estatística para os fatores razão CL/AP ($p = 0,906$), localização no arco ($p = 0,558$) e interação dos fatores ($p = 0,626$). A tabela 4 demonstra a média, desvio padrão de cada grupo, bem como o agrupamento estatístico, onde não houve diferença entre os grupos do estudo.

Tabela 4 – Valores médios, desvio padrão (DP), tamanho amostral (n) e agrupamento estatístico* dos grupos do estudo de acordo com a razão CL/AP e localização no arco.

Razão CL/AP	Local do parafuso	n	Média	DP	Agrupamento
< que 1,5	Centrais	10	35,93	11,56	A
	Distais	11	33,15	7,87	A
> que 1,5	Centrais	12	34,97	7,30	A
	Distais	12	34,72	7,62	A

* Grupos acompanhados da mesma letra maiúscula não possuem diferença estatística ao teste de Tukey ($\alpha = 0,05$)

Discussão

Esse estudo teve como propósito associar o torque de fratura de parafusos protéticos de minipilares de próteses do tipo protocolo Bränemark inferior com a relação cantilever/extensão ântero-posterior (CL/AP), região do implante e número de implantes da reabilitação. Dessa forma, três fatores foram considerados.

O resultado do teste mecânico demonstrou que a primeira hipótese do estudo, de que a razão CL/AP maior do que 1,5 reduz a resistência mecânica dos parafusos de retenção, foi rejeitada. Isso difere dos estudos de Walter e Greenstein¹² (2020), que realizaram uma análise clínica retrospectiva de 4 anos com próteses provisórias, onde relataram que o comprimento do

cantilever indicado não deve exceder o tamanho de um dente (o autor não especificou as medidas exatas), enquanto a prótese final deve ter comprimento do cantilever/razão de propagação anteroposterior inferior a 1 (relação CL/AP <1). Ainda, complementaram no estudo que a definição da extensão AP de uma prótese implantossuportada de arco completo é a distância entre uma linha que passa na distal dos implantes mais posteriores e uma linha que passa pelo centro do implante mais anterior. O presente estudo considerou um valor referência de relação CL/AP de 1,5, e não de 1, visto que tiveram poucos pacientes com essa relação menor que 1, e a distribuição das amostras nos grupos ficaria bastante heterogênea. Dessa forma, caso tivesse mais pacientes com valores menores que 1, o valor referência poderia ter sido o mesmo da referência mencionada. Isso pode ser considerado uma limitação do presente estudo.

A extensão CL/AP foi verificada para a prótese de cada paciente usando sempre o mesmo critério. Este conceito de usar a extensão AP para calcular o tamanho do cantilever foi proposto pela primeira vez por English em 1990. Ele afirmou que os princípios biomecânicos precisam ser aplicados para garantir um resultado restaurador bem-sucedido. English sugeriu que o vão de um cantilever poderia ser 1,5 vezes a extensão AP na mandíbula. Essa era a opinião dele, e não evoluiu de uma avaliação científica vigorosa.¹² Entretanto, o presente estudo demonstrou que essa relação CL/AP não gera diferença estatística ($p = 0,906$). Sendo assim, o estudo discute essa questão, evidenciando que outros fatores precisam ser considerados conjuntamente com a razão

CL/AP, ou que o valor de 1,5 precisa ser revisto. Esta é uma questão importante, pois a falha em planejar adequadamente o comprimento do cantilever e fornecer suporte suficiente para este tipo de construção pode resultar em tensões deletérias na prótese e nos implantes.

McAlarney e Stavropoulos¹³ (1996) também realizaram uma pesquisa abordando a extensão CL/AP. Nesse contexto, os autores assumiram que a falha ocorre quando a junta parafuso-prótese de retenção foi comprometida por forças verticais de compressão (excedendo o valor de torque) ou de tração (abertura da junta por deformação plástica) usando o modelo Skalak. Analisaram arranjos geométricos de 3, 4, 5 e 6 implantes. As variáveis de força foram 143, 200 e 400 N para a força aplicada, o valor de torque e a resistência ao escoamento de tração da junta, respectivamente. Os autores concluíram que, embora as distribuições de implantes com o maior AP frequentemente forneçam oclusão adequada, o uso de uma única proporção CL/AP não é necessariamente um bom indicador da capacidade de cantilever. Isso mostra que o cantilever desempenha um papel fundamental no sucesso da reabilitação. No entanto, seu comprimento deve ser definido individualmente, considerando diversos fatores, como a biomecânica da prótese, a propagação ântero-posterior, a qualidade óssea da maxila em comparação à mandíbula, o arco antagonista, a quantidade e distribuição dos implantes.

A segunda hipótese do estudo que os parafusos dos implantes distais possuem resistência menor comparados aos

parafusos dos implantes centrais também foi rejeitada. A literatura demonstra que muitos fatores influenciam na resistência do parafuso protético, o qual pode sofrer falhas, como afrouxamento e fratura. Altuwaijri *et al.*¹⁰ (2022) afirmam que o tamanho do cantilever sobrecarrega o implante terminal adjacente ao cantilever (implante mais distal da reabilitação) causando distribuição desigual das forças mastigatórias e perda da pré-carga, que pode resultar no afrouxamento do parafuso. Entretanto, foi verificado no presente estudo que a resistência mecânica dos parafusos de retenção não é afetada pela sua localização no arco ($p = 0,941$).

Outro motivo que pode justificar a rejeição da segunda hipótese é o tempo de manutenção das reabilitações. Os pacientes do estudo não passaram mais de 2 anos sem realizar manutenção, o que corrobora com os achados de Singh *et al.*¹⁴ (2022). Os autores realizaram uma pesquisa laboratorial com oitenta parafusos protéticos, usados em próteses híbridas fundidas implanto-retidas de 4 e 6 implantes, as quais foram submetidas a carga cíclica de 1,5 milhões de ciclos e 3 milhões de ciclos, simulando 5 e 10 anos de uso, respectivamente. Dessa forma, os autores concluíram que os parafusos de retenção devem ser trocados após um período clínico de 5 anos, independentemente do número de implantes utilizados para reabilitação. Portanto, não ultrapassando mais de 2 anos, a resistência e desempenho dos parafusos do estudo se mostrou naturalmente mantida, e isso é um dado bastante relevante.

Por fim, a última hipótese testada foi que a resistência dos parafusos protéticos de protocolos com 5 implantes é maior que a

resistência de parafusos de protocolos com 4 implantes. Esta hipótese foi aceita, sendo esse fator significativo para o estudo ($p = 0,003$). Os resultados concordam com o trabalho de Singh *et al.*¹⁴ (2022) citado anteriormente, pois os autores também verificaram que com o aumento do número de implantes, a durabilidade do parafuso protético também aumenta. Além disso, os autores complementam citando implantes inclinados, onde maiores tensões são geradas na junção do pilar do implante e estas são prejudiciais quando observadas no nível do parafuso do pilar. Portanto, do ponto de vista técnico, a inclinação dos pilares reduziu a durabilidade do parafuso protético. Assim, eles puderam concluir que é mais favorável aumentar o número de implantes em vez de incliná-los.

O estudo de Bhandari e colaboradores¹⁵ (2020) também contribui para os achados, pois afirmam que o conceito all-on-four é uma abordagem previsível, que possui taxa de sobrevivência cumulativa do implante de até 99%, no entanto a sobrevivência protética é ligeiramente menor, de até 95% após 10 anos. Desse modo, problemas como fratura protética, fratura da coroa de porcelana, afrouxamento do pilar, afrouxamento do parafuso protético e fatores que levam à sobrecarga da prótese (como bruxismo ou presença de cantilever longo), podem estar relacionados à diminuição da taxa de sobrevivência protética no all-on-four. Assim, a presença de volume ósseo na mandíbula posterior que permite a inserção de mais implantes é benéfica para melhorar o suporte protético e diminuir o comprimento do cantilever. Durkan e colaboradores¹⁶ (2019) também trazem um

dados interessantes sobre o tamanho do cantilever em protocolos apoiados por 4 implantes. Eles realizaram um estudo avaliando biomecanicamente os efeitos do comprimento do cantilever e da inclinação do implante na distribuição de tensões de protocolos mandibulares, e concluíram que um comprimento de cantilever de 9 mm pode ser recomendado, em casos de reabilitação de cerâmica pura.

Os resultados deste estudo ressaltam sua relevância, especialmente considerando a escassez de dados consistentes na literatura sobre a avaliação mecânica de parafusos. Um diferencial importante desta pesquisa foi a utilização de parafusos envelhecidos em condições intraorais, o que confere maior fidelidade e aplicabilidade clínica aos resultados, em comparação ao envelhecimento laboratorial. Assim, apesar das limitações, o estudo apresenta contribuições significativas para a prática clínica em odontologia, destacando a importância de um planejamento criterioso na execução de próteses sobre implantes e, sobretudo, reforçando a importância de consultas regulares de manutenção para a longevidade das reabilitações.

Conclusão

Com base neste estudo, pode-se concluir que os parafusos protéticos de protocolos reabilitados com 5 implantes apresentam um torque de fratura superior em comparação aos protocolos com 4 implantes. Além disso, a razão CL/AP e a localização dos parafusos no arco (distais e centrais) não

influenciam significativamente o torque de fratura dos parafusos protéticos de minipilares, após 13,8 meses de uso clínico.

Agradecimentos

Agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), a qual foi responsável pelo apoio financeiro na elaboração dessa pesquisa.

Conflito de interesse

Este estudo não apresenta conflito de interesse.

Referências

1. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. J Dent. 2019;84:9-21.
2. Hjalmarsson L, Gheisarifar M, Jemt T. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. Eur J Oral Implantol. 2016;9 Suppl 1:S155-62.
3. Haas R, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: A preliminary report of 76 implants. J Prosthet Dent. 1995;73(3):274-9.

4. Kim SK, Koak JY, Chang IT, Heo SJ, Taylor TD. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil.* 2005;32:346-50.
5. Omori Y, dos Santos MBF, da Silva EVF, Pellizzer EP, Goiato MC. Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses: A systematic review with meta-analysis. *J Oral Rehabil.* 2020;47(1):101-11.
6. Do Prado CJ, Pereira JR, Rocha EP, Mattos MG, Pegoraro LF. Influence of abutment screw design and surface coating on the bending flexural strength of the implant set. *J Oral Implantol.* 2014;40(2):123-8.
7. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(4):338-45.
8. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.
9. Anitua E, Larrazabal Saez de Ibarra N, Saracho Rotaeché L. Implant-supported prostheses in the edentulous mandible: Biomechanical analysis of different implant configurations via finite element analysis. *Dent J (Basel).* 2022;11(1):4.

10. Altuwaijri SM, Alotaibi HN, Alnassar TM. The effect of the digital manufacturing technique of cantilevered implant-supported frameworks on abutment screw preload. *J Adv Prosthodont.* 2022;14(1):22.
11. Bittencourt AB, Mello CC, Carvalho MA, Fernandes Neto AJ. Stress distribution of multiple implant-supported prostheses: Photoelastic and strain gauge analyses of external hexagon and Morse taper connections. *J Clin Exp Dent.* 2022;14(3):e235-40.
12. Walter L, Greenstein G. Utility of measuring anterior-posterior spread to determine distal cantilever length off a fixed implant-supported full-arch prosthesis: A review of the literature. *J Am Dent Assoc.* 2020;151(10):790-5.
13. McAlarney M, Stavropoulos D. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11:331-9.
14. Singh M, Rajput S, Gupta S, Gupta N, Sharma S. Evaluation of physical changes due to simulated loading on prosthetic screw supporting 4- and 6-unit implant prosthesis: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2022;22(4):389.
15. Bhandari J, Jain A, Shankar D, Pathak P, Pradhan R. Full mouth rehabilitation by implant supported fixed prosthesis. *Contemp Clin Dent.* 2020;11(2):199.

16. Durkan R, Oyar P, Deste G. Effects of cantilever length and implant inclination on the stress distribution of mandibular prosthetic restorations constructed from monolithic zirconia ceramic. Int J Oral Maxillofac Implants. 2020;35(1):121-9.

Endereço para correspondência:

Nicolý Schmidt Figur

Professor Francisco Stawinski, 2575, Champagnat

CEP 99900-000 – Getúlio Vargas, Rio Grande do Sul, Brasil

Telefone: (54) 99149-4640

E-mail: 171237@upf.br