

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Henrique Cesca

**ANÁLISE DO TORQUE DE REMOÇÃO E SUSCEPTIBILIDADE
À FRATURA DOS PARAFUSOS DE PILARES INSTALADOS EM
PRÓTESES DO TIPO PROTOCOLO: UM ESTUDO
TRANSVERSAL**

Passo Fundo
2025

Henrique Cesca

**ANÁLISE DO TORQUE DE REMOÇÃO E SUSCEPTIBILIDADE À FRATURA
DOS PARAFUSOS DE PILARES INSTALADOS EM PRÓTESES DO TIPO
PROTOCOLO: UM ESTUDO TRANSVERSAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Curso de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. **Pedro Henrique Corazza**.

Passo Fundo

2025

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

Henrique Cesca.

Nasceu em 30 de março de 1992, na cidade de Passo Fundo, Rio Grande do Sul. Filho de Olevino Cesca e Aldacir Lanzana Cesca. Esposo da Patrícia e pai da Alcía e do Valentin.

Formou-se Cirurgião-Dentista pela Universidade de Passo Fundo (UPF) em janeiro de 2014, possui especialização em Saúde da Família pela Universidade Federal de Pelotas (UFPel), em 2015, especialização em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial pelo programa de residência profissional UPF/Hospital de Clínicas de Passo Fundo, em 2019 e especialização em Implantodontia pela Sociedade Educacional Herrero, em 2021. Mestre em Odontologia – Área de concentração Clínica Odontológica pela UPF, em 2022. Ingressou no Programa de Doutorado em Odontologia em 2022 na UPF, bolsista do programa CAPES.

Atuou como professor de Implantodontia da residência em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial e da especialização de Implantodontia, do Curso de Odontologia da UPF, entre 2019 e 2023. Atualmente atende no consultório DUO Odontologia e Saúde, na cidade de Pinhal/RS, e tem como principais áreas de atuação a Cirurgia, a Implantodontia e a Prótese.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por todas as oportunidades que surgiram no meu caminho e por todas as bênçãos que têm enriquecido minha vida, me dado força e esperança nos momentos difíceis e me permitido crescer e aprender com cada experiência.

À minha família, que foi fundamental em todo o processo. Aos meus pais, Olevino Cesca e Aldacir Lanzana Cesca, por todo incentivo e apoio desde o início da minha graduação. Às minhas irmãs, Denise e Daiane, pelo incentivo e apoio constante, que me permitiram manter o foco nos meus objetivos. Tenho muito orgulho de todos vocês.

À minha esposa Patrícia, que esteve presente em todos os momentos importantes da minha vida e tornou esse sonho possível. Obrigado por todo o apoio e amor.

À minha filha Alicia, que trouxe alegria e propósito a esses anos de doutorado. Você me mostrou que nossas conquistas só se tornam relevantes quando temos com quem compartilhar.

Aos colegas, professores e amigos que fiz no PPGodonto e na UPF durante todos esses anos de instituição, obrigado pela amizade e parceria. A convivência com vocês foi enriquecedora e deixará marcas duradouras na minha vida.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pela bolsa disponibilizada, incentivando a melhoria da ciência e pesquisa no nosso país.

Por fim, agradeço a paciência e disposição do meu orientador Prof. Dr. Pedro Henrique Corazza, que sempre esteve disponível para conversas e discussões, independentemente do horário.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	8
LISTA DE FIGURAS	9
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. REVISÃO DE LITERATURA	13
3. PROPOSIÇÃO	20
4. MATERIAIS E MÉTODOS	21
5. RESULTADOS	24
6. DISCUSSÃO	28
7. CONCLUSÕES	31
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	32
APÊNDICES	39
APÊNDICE I - Ficha desenvolvida para a pesquisa	39
APÊNDICE II - Artigo submetido	40

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Característica da amostra e percentual.....	24
Tabela 2 - Média, desvio padrão (DP) e comparação* do destorque dos parafusos dos protocolos superiores e inferiores.....	25
Tabela 3 - Média $\pm$ Desvio padrão (DP); Mediana $\pm$ Desvio interquartil (DIQ) e agrupamento estatístico de destorque obtida pelos parafusos distais e centrais, de acordo com a extensão do cantilever.....	25
Tabela 4 - Média $\pm$ Desvio padrão (DP); Mediana $\pm$ Desvio interquartil (DIQ) e agrupamento estatístico de destorque obtida pelos parafusos de acordo com a extensão do cantilever....	26
Tabela 5 - Média, desvio padrão (DP) e comparação* da extensão total do cantilever e da relação CL/AP dos protocolos com e sem fratura de parafuso.....	27

LISTA DE FIGURAS

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 (seta azul).....	18
Figura 2 - Fluxograma da amostra.....	24
Figura 3 - Correlação de Pearson entre o valor médio de CL/AP e de destorque dos parafusos de fixação dos protocolos.....	26

RESUMO¹

O objetivo do presente estudo foi avaliar o valor de destorque e a susceptibilidade à fratura dos parafusos de minipilares de próteses fixas implanto-suportadas de arco total, após 1 ano de instalação. Foram incluídos pacientes que realizaram os tratamentos reabilitadores no Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (CO/UPF) há pelo menos 1 ano. Os indivíduos foram avaliados para verificação das condições das próteses e dos parafusos que as retêm. Foi feito o registro dos parafusos fraturados e do torque necessário para a remoção dos parafusos, de acordo com sua posição no arco. Os dados obtidos foram correlacionados com o tipo de prótese (superior ou inferior). Nos protocolos inferiores, foram avaliadas: (1) a posição do implante no arco e (2) a razão entre a extensão do cantilever (CL) e a distância ântero-posterior (AP). Os dados de torque para remoção e ocorrência de fratura dos parafusos foram tabulados separadamente para os implantes distais e centrais. O software STATA versão 14 foi utilizado para análise dos dados por meio dos testes Kruskal-Wallis, Correlação de Pearson e teste t de Student, todos considerando $\alpha=0,05$. A média de destorque dos parafusos dos protocolos superiores foi estatisticamente superior à média dos inferiores ($p=0,021$). Ao avaliar o destorque obtido pelos parafusos distais e centrais dos protocolos inferiores, de acordo com a extensão do cantiléver, verificou-se que não houve diferença estatística entre os grupos analisados ($p=0,703$). Ao teste de correlação, houve uma correlação fraca e negativa ($-0,159$) entre essas variáveis Média de CL/AP e Média de destorque. Não houve diferença entre a relação CL/AP de protocolos com e sem fratura de parafuso ($p=0,794$). Assim, verificou-se que os protocolos maxilares possuem maior torque de remoção do que protocolos mandibulares. Também, a razão CL/AP não interfere no destorque dos parafusos nem na sua susceptibilidade à fratura, e a posição do parafuso no arco não interfere no seu valor de destorque.

Palavras-chave: Implantes dentários, prótese fixa implantossuportada de arco total, parafuso protético, cantilever.

¹Henrique Cesca

ABSTRACT²

The aim of the present study was to evaluate the removal torque value and fracture susceptibility of abutment screws from full-arch implant-supported fixed prostheses after one year of installation. Patients who had undergone rehabilitative treatments at the School of Dentistry of the University of Passo Fundo (CO/UPF) at least one year prior were included. The individuals were assessed to verify the condition of the prostheses and the screws retaining them. Fractured screws and the torque required for screw removal were recorded according to their position in the arch. The data obtained were correlated with the type of prosthesis (maxillary or mandibular). In mandibular prostheses, the following aspects were evaluated: (1) the implant position within the arch and (2) the ratio between cantilever extension (CL) and anteroposterior distance (AP). Removal torque data and screw fracture occurrences were tabulated separately for distal and central implants. STATA software version 14 was used for data analysis using the Kruskal-Wallis test, Pearson correlation, and Student's t-test, all with a significance level of $\alpha=0.05$. The mean removal torque of screws from maxillary prostheses was statistically higher than that of mandibular prostheses ($p=0.021$). When evaluating the removal torque of distal and central screws in mandibular prostheses according to cantilever extension, no statistically significant difference was observed between the analyzed groups ($p=0.703$). The correlation test revealed a weak negative correlation (-0.159) between the CL/AP ratio and mean removal torque. There was no difference in the CL/AP ratio between prostheses with and without screw fractures ($p=0.794$). Thus, it was found that maxillary prostheses have higher screw removal torque than mandibular ones. Additionally, the CL/AP ratio does not affect screw removal torque or fracture susceptibility, and the screw position in the arch does not influence its removal torque value.

Keywords: Dental implants, full-arch implant-supported fixed prosthesis, prosthetic screw, cantilever.

²Removal torque analysis and fracture susceptibility of abutment screws in mandibular protocol-type prostheses: a cross-sectional study

1. INTRODUÇÃO

A terapia com implantes é uma modalidade de tratamento com alta taxa de sucesso. Atualmente as reconstruções implanto-suportadas são consideradas as melhores opções de tratamento para reabilitar pacientes edêntulos. A evolução dos desenhos e superfícies dos implantes e materiais protéticos aumentaram as possibilidades de alcançar um resultado de tratamento bem-sucedido e estável (Hamed et al., 2020). Os estudos estão avançando para identificar e reduzir o número de complicações técnicas e biológicas que ainda existem (Millen; Brägger; Wittneben, 2015), entre as quais, o afrouxamento e a fratura do parafuso (De Sá et al., 2017; Omori et al., 2020). 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 (Mandal et al., 2022).

Próteses protocolo instaladas na mandíbula tendem a apresentar uma maior estabilidade biomecânica e menor incidência de complicações em comparação às instaladas na maxila, devido à diferença na qualidade óssea e no padrão de distribuição de cargas mastigatórias entre as arcadas (Ihde, Kopp e Maier, 2009; Fouda et al., 2020). Além de considerar o arco de instalação, outras características das próteses implanto-suportadas podem influenciar na distribuição de tensões para o conjunto prótese-implante, como próteses parafusadas, o tipo de conexão e o tamanho do cantilever (Goiato et al., 2016). Uma maior concentração de tensão também é observada na região dos implantes distais, já que é uma região de alta carga mastigatória. Porém, essa tensão é influenciada pelo tipo de arco antagonista e pela presença ou não de cantilever (Bittencourt et al., 2022). As condições de fratura e afrouxamento de parafusos das próteses protocolo podem trazer resultados interessantes para o momento da reabilitação.

2. REVISÃO DE LITERATURA

O afrouxamento do parafuso protético é uma complicação mecânica frequente nas reabilitações implanto-suportadas e pode desencadear uma série de consequências clínicas importantes, como formação de microgaps na interface implante-pilar, mobilidade da prótese, comprometimento funcional, inflamação e infecção dos tecidos moles peri-implantares (Yang et al., 2022). Diversos fatores, tanto mecânicos quanto clínicos, influenciam esse fenômeno e têm sido objeto de investigação na literatura.

2.1. Parafusos protéticos

A estabilidade dos parafusos protéticos depende diretamente da integridade da união implante-pilar e é influenciada por uma série de fatores, como o tipo de conexão utilizada, o torque aplicado, o design dos componentes, a presença de cantilevers e as condições de carga funcional. Conexões internas, por exemplo, têm se mostrado superiores às externas na manutenção da pré-carga, devido ao encaixe mais estável entre os componentes, o que reduz micromovimentações indesejadas (Huang; Wang, 2019).

Esse desempenho pode ser otimizado por medidas como o uso de componentes originais e o controle rigoroso do torque durante a instalação. Uma estratégia é o reaperto do parafuso após alguns minutos, uma vez que a acomodação natural dos componentes pode reduzir a força de pré-carga inicialmente aplicada. Os estudos de Farina et al. (2014) e Mohamed, Askar e El Homossany (2022) demonstraram que essa técnica, mesmo com variações no material do parafuso ou na adaptação protética, melhora significativamente a estabilidade da união implante-pilar.

Szajek e Wierszycki (2023) avaliaram 289 configurações de implante e parafuso por meio de simulações numéricas e testes laboratoriais, identificando que conexões butt-joint (encaixe reto) e parafusos com cabeças cônicas apresentam menor perda de pré-carga sob carga oclusal, corroborando com a ideia de que escolhas geométricas de conexão e formato de parafuso são fundamentais para reduzir o risco de afrouxamento.

Além dos aspectos técnicos, fatores anatômicos e funcionais também merecem atenção. Cantilevers mais longos e parafunções como o bruxismo aumentam as forças transmitidas à interface protética, favorecendo o desaperto dos parafusos. Honório Tonin et al. (2022) observaram que o aumento do torque aplicado pode diminuir a formação de

microgaps, embora isso também acarrete maior tensão interna, elevando o risco de falhas por fadiga ao longo do tempo.

A geometria dos pilares é outro fator relevante. Pilares angulados, sobretudo aqueles com inclinações superiores a 30°, tendem a sofrer maior perda de torque após processos de envelhecimento térmico e mecânico (Al-Zordk; Al-Dobaisi; Ghazy, 2021). No entanto, Goldberg et al. (2019) demonstraram que, mesmo sob carga cíclica, os parafusos desses pilares mantêm valores de torque de remoção semelhantes aos dos pilares retos, sugerindo que a angulação, isoladamente, não compromete de forma significativa a resistência mecânica da estrutura.

A prevalência do afrouxamento do parafuso nas próteses fixas implanto-suportadas é amplamente reconhecida na literatura. De acordo com a revisão sistemática conduzida por Omori et al. (2020), trata-se da complicação técnica mais comum, superando fraturas de parafuso e lascamentos protéticos, complicações essas que são frequentes em reconstruções com estruturas acrílicas. Novamente, conexões externas apresentaram maior vulnerabilidade, reforçando a importância da seleção adequada do sistema implante-pilar desde o planejamento.

No ambiente clínico, a presença de sangue, saliva ou substâncias químicas como clorexidina e flúor no momento da inserção reduz o torque de remoção dos parafusos, indicando que a contaminação compromete a retenção mecânica e favorece o afrouxamento precoce (Yang et al., 2022). Além disso, a repetição de ciclos de aperto e desaperto, comum em procedimentos de manutenção, leva à deterioração progressiva da força de retenção (Cardoso et al., 2012), exigindo planejamento cuidadoso para minimizar esse desgaste cumulativo.

Outro aspecto crítico é a adaptação passiva da infraestrutura protética, diretamente influenciada pelo método de confecção. Estruturas fundidas por técnicas convencionais (CAD-cast) demonstraram melhor manutenção da pré-carga em comparação a estruturas obtidas por impressão 3D, embora ambas apresentem níveis de ajuste considerados clinicamente aceitáveis (Altuwajiri; Alotaibi; Alnassar, 2022).

Em relação às dimensões dos parafusos, Lee e Cha (2018) mostraram que, desde que respeitado um número mínimo de 3,5 roscas, o comprimento do parafuso não interfere significativamente na perda de torque após a aplicação de cargas cíclicas oblíquas. Isso indica que, dentro de certos limites funcionais, o comprimento pode não ser um fator determinante para o desempenho mecânico.

Diante de todos esses achados, fica evidente que o afrouxamento do parafuso é um fenômeno multifatorial, resultado da interação entre variáveis mecânicas, clínicas e operacionais. Compreender esses fatores de forma integrada é essencial não apenas para a prevenção de falhas, mas também para garantir a longevidade das reabilitações implanto-suportadas e a estabilidade da interface implante-pilar ao longo do tempo.

2.2. Oclusão

A oclusão desempenha papel fundamental na longevidade das reabilitações implanto-suportadas, sendo um dos principais determinantes biomecânicos do sucesso funcional das próteses. Apesar das altas taxas de sucesso clínico, complicações técnicas ainda são frequentes. O estudo clínico retrospectivo de Chochlidakis et al. (2020), com média de 3,5 anos de acompanhamento, observou intercorrências em cerca de 81% das próteses avaliadas. As falhas mais comuns incluíram perda do material de vedação do orifício do parafuso e desgaste acentuado dos materiais protéticos, sendo que fraturas de parafuso ocorreram em 2,44% dos casos, especialmente em pacientes com bruxismo e sem uso de protetores oclusais.

A biomecânica oclusal tem influência direta na distribuição de tensões e no desempenho estrutural das próteses. O estudo por elementos finitos tridimensionais de Bozyel; Taşar Faruk (2021) demonstrou que o tipo de esquema oclusal adotado impacta significativamente as forças transmitidas, com a oclusão em função de grupo gerando maiores tensões na região posterior de próteses do tipo All-on-4 em comparação à oclusão guiada por caninos. Embora essas tensões não sejam imediatamente destrutivas, sua repetição ao longo do tempo pode comprometer a integridade da reabilitação.

Resultados semelhantes de sobrecarga também foram observados em estudos com modelos fotoelásticos e strain gauge, que evidenciaram acúmulo de tensões nas regiões mesial e distal do rebordo ósseo, especialmente em próteses com cantilevers longos (De Medeiros et al., 2019). Complementando essas observações, Tak et al. (2023) avaliaram o torque de reversão e a carga de fratura em parafusos após 57.600 ciclos de carga, simulando diferentes pontos de contato oclusal. Seus achados indicaram que a direção da carga (vertical *versus* oblíqua) influenciou significativamente a distribuição de tensões nos componentes, embora o torque de reversão final não tenha variado de forma estatisticamente significativa. Isso reforça que vetores de carga exercem impacto direto na biomecânica do conjunto implante-prótese, mesmo sem alterar imediatamente a estabilidade do torque.

Além das evidências mecânicas, dados clínicos também sustentam a importância da oclusão na prevenção de falhas. Um estudo retrospectivo com 71 próteses fixas implanto-suportadas relatou taxa de sobrevivência de 91,6% após até 12 anos de acompanhamento. As complicações mais frequentes foram desgaste do material protético, descimentação e fraturas de parafuso ou estrutura. Pacientes com próteses cerâmicas relataram maior satisfação estética e funcional do que aqueles com estruturas em metal e acrílico. Entre os fatores que mais contribuíram para as falhas estavam o bruxismo, ausência de protetor noturno, tipo de dentição oposta e o material protético empregado (Papaspnyridakos et al., 2020).

Dessa forma, fica evidente que a oclusão inadequada está fortemente associada a maiores taxas de complicações técnicas. O correto planejamento do esquema oclusal, aliado ao controle de fatores de risco, como parafunções e sobrecarga, é essencial para garantir o desempenho a longo prazo das reabilitações.

2.3. Cantilever

O uso de cantilevers em próteses implanto-suportadas, especialmente distais, é frequentemente necessário, mas representa um desafio biomecânico importante. Uma recente revisão sistemática com metanálise realizada por Kondo et al. (2024) analisou 9 estudos originais envolvendo cantilevers em próteses implanto-suportadas, evidenciando que as mesmas não afetaram negativamente a taxa de sobrevivência dos implantes, a perda óssea marginal ou a satisfação do paciente. No entanto, esses autores destacaram que a incidência de complicações mecânicas aumentou significativamente no grupo com cantilever.

Complementando essa visão, um estudo *in vitro* conduzido por Rohr et al. (2024) comparou a resistência à fratura em próteses com cantilevers suportadas por implantes tissue-level e bone-level. Os resultados indicaram que implantes tipo bone-level apresentaram maior resistência à fratura em comparação aos implantes tipo tissue-level. Essa diferença pode ser atribuída à maior área de contato entre o implante e o osso cortical nos implantes bone-level, proporcionando maior estabilidade à prótese cantilever, e sugerindo que o tipo de implante e sua interface com o tecido podem influenciar diretamente a resistência do sistema protético em situações com cantilevers. Já Storelli et al. (2018) relataram alta taxa de sobrevivência das próteses (97%) em pacientes totalmente desdentados reabilitados com cantilevers, apesar da ocorrência de complicações como lascamento ou fratura do material protético (26%), afrouxamento de parafusos (5%) e fraturas estruturais (até 4%). Hämmerle et al. (2018) também reforçam que cantilevers de até 20 mm podem ser utilizados com

segurança, desde que haja controle adequado das cargas oclusais, apesar das complicações técnicas serem mais frequentes em próteses com extensões maiores.

Após a análise dos efeitos do comprimento, Shackleton et al. (1994) mostraram que cantilevers mais curtos, com até 15 mm, estão associados a maior longevidade protética. Entre as 28 próteses avaliadas, aquelas com cantilevers mais longos apresentaram maior número de falhas, embora essas fossem relacionadas à estrutura protética e não à perda dos implantes. Em consonância, García-Sala Bonmatí et al. (2023) observaram, em estudo *in vitro*, que próteses com conexões diretas ao implante suportam maiores forças em cantilevers, comparadas às que utilizam pilares intermediários. Isso evidencia a importância do design da conexão protética para a resistência mecânica em situações com extensões. A revisão sistemática de Freitas da Silva et al. (2018) corrobora essa ideia, indicando que cantilevers não comprometem a taxa de sobrevivência dos implantes, mas elevam a incidência de complicações mecânicas.

Gallucci et al. (2009), em estudo multicêntrico com cinco anos de seguimento, relataram uma taxa de sucesso de 86,7% em reabilitações mandibulares com cantilevers. As complicações mais comuns foram fraturas de dentes acrílicos e da base protética, seguidas por falhas nos parafusos, geralmente solucionadas com reaperto ou substituição. Sob a ótica biomecânica, o cantilever funciona como uma alavanca: a carga aplicada é amplificada conforme o comprimento da extensão distal, gerando momentos de flexão que podem comprometer a estrutura (Rangert; Jemt; Jörneus, 1989).

Estudos por elementos finitos e strain gauge confirmam que cantilevers longos aumentam as tensões cervicais nos implantes, especialmente sob cargas oblíquas (Goiato et al., 2016; Correa et al., 2012). Para limitar esse risco, a extensão ântero-posterior (AP), definida como a distância entre a porção mais distal dos implantes posteriores e o centro do implante mais anterior, tem sido utilizada como referência clínica (Figura 1). Recomenda-se que o comprimento do cantilever não ultrapasse 1,5 vezes a medida AP (Walter; Greenstein, 2020).

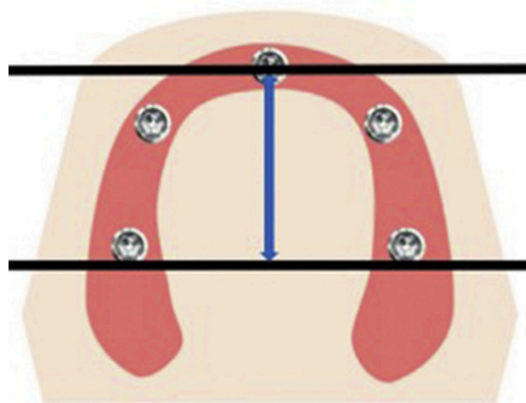


Figura 1- A linha posterior conecta a porção mais distal dos implantes distais. A linha anterior é colocada no centro do implante mais anterior e paralela à linha posterior. A extensão AP é a distância entre essas 2 linhas (seta azul). Fonte: autores.

Outros fatores, como a densidade óssea da maxila e da mandíbula, também interferem na tolerância ao cantilever. A mandíbula, com maior densidade cortical, tende a suportar extensões maiores do que a maxila, recomendando-se 10 a 15 mm para reabilitações maxilares e até 20 mm para mandibulares (Walter; Greenstein, 2020). Alzahrani (2020) reforça que, ao respeitar esse limite e associar múltiplos implantes bem distribuídos, é possível minimizar significativamente o risco de sobrecargas.

Drago (2018), em estudo retrospectivo com 130 pacientes e 193 próteses do tipo protocolo com carga imediata (All-on-4), manteve a relação cantilever (CL)/AP igual ou inferior a 1,0, obtendo extensões médias de 18,4 mm na maxila e 17,3 mm na mandíbula. Após 48 meses, a taxa de sobrevivência foi de 99,5%. Próteses definitivas com estrutura metálica apresentaram taxa de reparo inferior a 1%, enquanto as provisórias em acrílico alcançaram 17,1%.

A inclinação dos implantes também interfere na distribuição de cargas. Wang et al. (2022), por meio de modelos fotoelásticos, mostraram que implantes inclinados (0° , 15° , 45°) em conjunto com cantilevers de até 15 mm resultaram em diferentes padrões de tensão. Implantes mais inclinados apresentaram menor tensão apical, mas maior tensão cervical, com o aumento do cantilever intensificando os estresses em ambas as regiões.

O número e a distribuição de implantes continuam sendo tópicos centrais no planejamento de próteses totais fixas. De Luna Gomes et al. (2019), em revisão com metanálise, compararam grupos com até quatro implantes e com mais de quatro, e constataram que ambos apresentaram elevadas taxas de sobrevivência (98,7% e 96,6%, respectivamente), com perda óssea marginal discretamente menor no grupo com menos

implantes. Esses achados reforçam que a qualidade do planejamento é mais importante do que o número absoluto de implantes.

Heydecke et al. (2012) também demonstraram, após 10 anos de acompanhamento, taxas de sobrevivência superiores a 95% em reabilitações com quatro a seis implantes, tanto na maxila quanto na mandíbula. O uso de três implantes ainda carece de evidência robusta, enquanto o uso de mais de seis não demonstrou vantagens claras. Nesse sentido, Morton et al. (2018), ao revisar 93 estudos com seguimento médio de 8 anos, recomendaram a instalação de ao menos quatro implantes bem distribuídos. Em casos com limitações anatômicas, a inclinação controlada dos implantes distais pode ser empregada para aumentar a extensão AP e, conseqüentemente, reduzir o comprimento do cantilever, evitando, assim, a necessidade de enxertos ósseos.

3. PROPOSIÇÃO

3.1. Objetivos gerais

Avaliar o valor de destorque e a susceptibilidade à fratura dos parafusos do minipilar de próteses tipo protocolo após 1 ano de instalação.

3.2. Objetivos específicos

Avaliar a influência do tipo de protocolo (maxilar ou mandibular) no valor de destorque dos parafusos. A hipótese testada é de que protocolos mandibulares geram maior perda de torque do que protocolos maxilares.

Em protocolos inferiores, avaliar a influência do tamanho do cantilever do protocolo no valor de destorque dos parafusos de fixação dos protocolos inferiores. A hipótese testada é de que cantilever com relação CL/AP maior que 1,5 gera mais perda de torque do parafuso.

Em protocolos inferiores, avaliar a influência da posição do implante no arco no valor de destorque dos parafusos de fixação dos protocolos inferiores. A hipótese testada é de que os implantes distais são mais susceptíveis à perda de torque.

4. MATERIAIS DE MÉTODOS

4.1. Aspectos éticos e legais

O presente estudo trata-se de uma pesquisa experimental laboratorial na área de biomateriais e odontologia reabilitadora realizada nas Clínicas Odontológicas do Curso de Odontologia da Universidade de Passo Fundo (CO/UPF), tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UPF (Parecer nº 7.117.036). Os pacientes incluídos no estudo concordaram em participar do mesmo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

4.2. Participantes

A amostra de conveniência foi composta por todos os pacientes das Clínicas Odontológicas do CO/UPF que realizaram reabilitação protética de arco total com próteses implanto-suportadas (protocolo) há, pelo menos, 1 ano. Foram incluídos pacientes usuários de protocolo maxilar e mandibular. Os protocolos maxilares foram utilizados para uma comparação com os mandibulares. Nos protocolos mandibulares, avaliou-se a extensão do cantilever e posicionamento do implante no arco.

4.2.1 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo os seguintes casos:

1. Pacientes cujo prontuário não estava corretamente preenchido, com as informações necessárias de torque aplicado e data de instalação;
2. Pacientes que não foram reabilitados utilizando componentes intermediários do tipo mini-pilar;
3. Pacientes que não assinaram o TCLE;
4. Casos onde a instalação da prótese ocorreu há menos de 1 ano ou há mais de 2 anos;
5. Pacientes que relataram ter feito manutenção da prótese (limpeza ou troca de parafusos) em clínica fora das Clínicas Odontológicas da UPF.

4.3. Análise das condições das próteses e parafusos protéticos

No presente estudo, os indivíduos selecionados foram avaliados para verificação das condições das próteses e manutenção dos parafusos protéticos. Inicialmente, todas as resinas

que protegiam os parafusos dos minipilares foram removidas. Em seguida, uma chave hexagonal de 1,2 mm foi adaptada ao parafuso de cada mini-pilar, sendo verificada previamente a correta adaptação entre a chave e o parafuso. Essa chave foi acoplada a um contra-ângulo (Star Tork Dentsclear, Ribeirão Preto, SP, Brasil), conectado a um torquímetro digital (modelo TQ-8800, Lutron, Taipei, Taiwan). O torque foi aplicado no sentido anti-horário, e o equipamento foi programado para registrar o valor máximo de torque necessário até o início da movimentação do parafuso. Os valores de torque foram registrados em N/cm³.

Durante o processo, os parafusos foram avaliados individualmente quanto à integridade estrutural, sendo considerados dois desfechos possíveis: “fraturou” e “não fraturou”. Para os parafusos que apresentaram fratura durante a remoção, foi atribuído valor de torque igual a zero. Além disso, parafusos soltos ou fraturados foram anotados nas fichas clínicas dos respectivos pacientes.

As próteses do tipo protocolo foram, então retiradas e limpas com gazes, ultrassom (Gnatus, Barretos, São Paulo, Brasil) e curetas. Também eram feitas orientações de higiene e cuidado da prótese para o paciente. Posteriormente, todas as próteses foram limpas e reinstaladas com parafusos novos, da mesma marca e modelo utilizados, que eram instalados com uma catraca manual, em um torque de 10 N/cm² (seguindo as orientações do fabricante). Os orifícios do protocolo foram fechados com fita de Teflon e resina Flow (Maquira, Maringá, Paraná, Brasil), que foi fotoativada com fotopolimerizador Rádii Cal (Itajaí, Santa Catarina, Brasil) por 60 segundos.

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 I).

4.4. Variáveis preditoras

O torque necessário para a remoção dos parafusos protéticos foi relacionado com o tipo de prótese (maxilar ou mandibular). Caso a amostra tenha sido obtido de uma prótese mandibular, os valores foram relacionados com a posição dos mesmos no arco, e a extensão do cantilever.

Assim, as variáveis preditoras investigadas foram:

1. Tipo de prótese: maxilar ou mandibular

Em caso mandibular, avaliou-se:

2. Posição do implante no arco: os parafusos foram classificados em distais (últimos parafusos do arco, independentemente do lado) e centrais (parafusos intermediários);
3. 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 mini-pilar 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 ($CL/AP > 1,5$). Foi realizada a documentação fotográfica de cada prótese posicionada ao lado de uma régua milimetrada. As imagens obtidas foram analisadas com o auxílio do *software* ImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, EUA), permitindo a mensuração precisa do cantilever em cada lado e o cálculo da razão CL/AP.

4.6. Análise estatística

Os dados de torque para remoção e ocorrência de fratura dos parafusos foram tabulados separadamente para os implantes distais e centrais. O *software* STATA versão 14 foi utilizado para análise dos dados. Uma análise descritiva foi realizada primeiramente para determinar a frequência relativa e absoluta das variáveis de interesse. Para a análise de destorque dos parafusos $\times$ cantilever (protocolo inferior), os dados foram inicialmente submetidos ao teste de Levene (igualdade de variâncias, $\alpha=0,05$), que demonstrou que as variâncias são iguais ($p=0,89$), e teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov, que indicou que os dados não são normais ($p=0,028$). Optou-se, assim, pela análise não paramétrica de Kruskal-Wallis e pós-teste de Dunn ($\alpha=0,05$). A média de CL/AP e média de destorque dos parafusos foram avaliadas pela Correlação de Pearson ($\alpha=0,05$). Protocolos com parafuso fraturado foram comparados com protocolos sem parafuso fraturado, levando em consideração a extensão do cantilever pelo teste t de Student ($\alpha=0,05$). O teste t de Student também foi utilizado para comparar o destorque dos parafusos dos protocolos inferiores $\times$ superiores.

5. RESULTADOS

Foram avaliadas 36 próteses protocolo (Figura 2) e 54 parafusos. A Tabela 1 descreve as características da amostra deste 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.

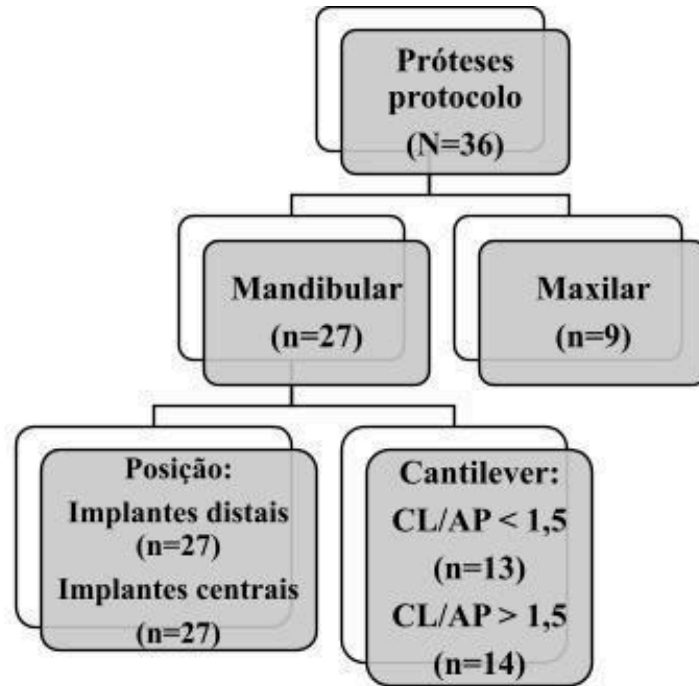


Figura 2 - Fluxograma da amostra.

Tabela 1 - Características da amostra e percentual.

Característica	Número e percentual
Sexo	Masculino: 12 (33,3%); Feminino: 24 (66,6%)
Arco antagonista	Dentição natural: 4 (11,1%); Prótese total: 18 (50%); Prótese parcial removível: 6 (16,6%); Protocolo: 8 (22,2%)
Número de implantes do protocolo	4 implantes: 20 (55,5%); 5 implantes: 11 (30,5%); 6 implantes: 5 (13,9%)
Hábitos parafuncionais	Sim: 7 (19,4%); Não: 29 (80,5%)
Tempo desde a instalação ou última manutenção do protocolo	6 meses: 8 (22,2%); 6 meses a 1 ano: 9 (25%); Mais de 1 ano: 19 (52,7%)
Tamanho do cantilever (mandibulares)	Menor de 20 mm: 15 (55,5%); Maior de 20 mm: 12 (44,4%)
Tamanho da extensão ântero-posterior (mandibulares)	Menor que 1,5: 13 (48,1%); Maior que 1,5: 14 (51,8%)

A Tabela 2 traz a comparação entre a média de destorque dos parafusos dos protocolos inferiores, com a média dos superiores avaliados no estudo. A média de destorque dos parafusos dos protocolos superiores foi estatisticamente superior à média dos inferiores ($p=0,021$).

Tabela 2 - Média, desvio padrão (DP) e comparação* do destorque dos parafusos dos protocolos superiores e inferiores.

Localização do parafuso	n	Valor de destorque (N/cm ²)	
		Média ± DP	p*
Inferiores	27	6,41 ± 4,80	0,021
Superiores	9	9,89 ± 3,14	

* Valor de p gerado pelo teste t de Student ($\alpha=0,05$).

5.1. Avaliação dos protocolos inferiores

A média e a mediana de destorque obtida pelos parafusos distais e centrais dos protocolos inferiores, de acordo com a extensão do cantilever (CL/AP), estão expostos na Tabela 3. Após a análise, verificou-se que não houve diferença estatística entre os grupos analisados ($p=0,703$).

Tabela 3 - Média ± Desvio padrão (DP); Mediana ± Desvio interquartil (DIQ) e grupamento estatístico de destorque obtida pelos parafusos distais e centrais, de acordo com a extensão do cantilever.

Local do parafuso	CL/AP (ref 1,5)	n	Média ± DP	Mediana ± DIQ	Grupamento*
Parafusos distais	< do que 1,5	13	7,38 ± 4,55	9,0 ± 6,00	A
	> do que 1,5	14	6,18 ± 5,47	5,0 ± 11,25	A
Parafusos centrais	< do que 1,5	13	6,74 ± 5,07	6,0 ± 8,83	A
	> do que 1,5	14	5,43 ± 5,96	2,8 ± 11,38	A

* Dunn's multiple comparisons test ($\alpha=0,05$).

A Tabela 4 faz uma comparação dos grupos de acordo com a extensão do cantilever, agrupando os parafusos distais e centrais. Mesmo agrupando, não houve diferença estatística no valor de destorque dos parafusos de protocolos com relação CL/AP maior que 1,5 de cantilever, e com menos de 1,5.

Tabela 4 - Média $\pm$ Desvio padrão (DP); Mediana $\pm$ Desvio interquartil (DIQ) e agrupamento estatístico de destorques obtida pelos parafusos de acordo com a extensão do cantilever.

CL/AP (ref 1,5)	n	Média $\pm$ DP	Mediana $\pm$ DIQ	p*
< do que 1,5	26	7,06 $\pm$ 4,73	6,25 $\pm$ 6,54	0,328
> do que 1,5	28	5,80 $\pm$ 5,63	3,75 $\pm$ 11,75	

* Comparação dos grupos por Mann-Whitney ($\alpha=0,05$).

O resultado do teste de correlação de Pearson entre Média de CL/AP e Média de destorques dos parafusos é apresentado pela Figura 3. A correlação de Pearson foi de -0,159, que indica uma correlação fraca e negativa entre as variáveis. O valor de p foi de 0,428, sugerindo que essa correlação não é estatisticamente significativa ($\alpha=0,05$).

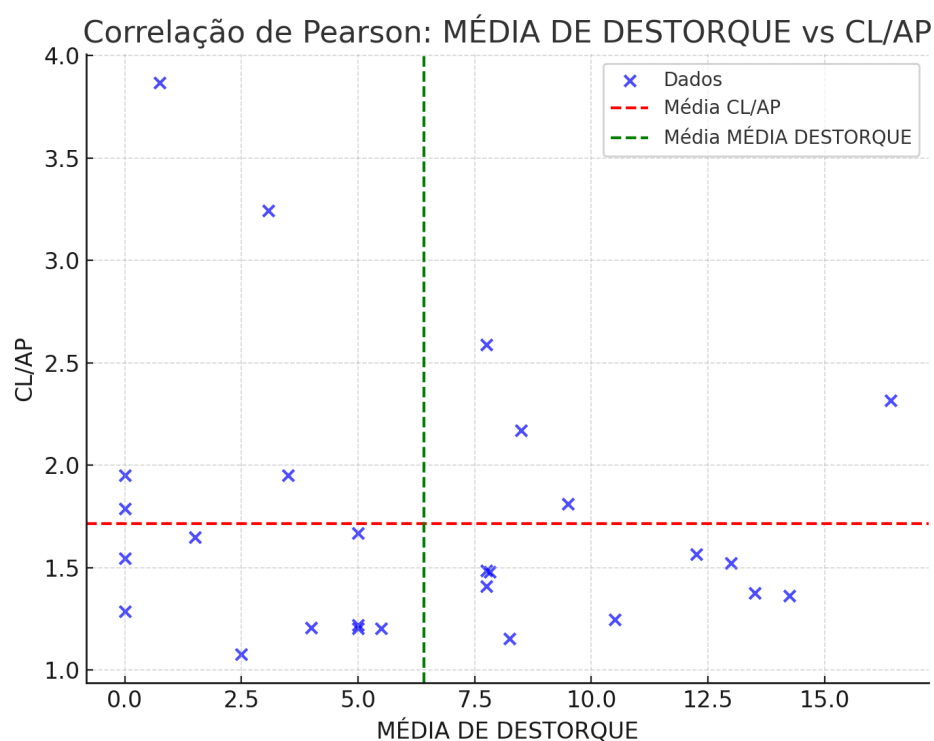


Figura 3 - Correlação de Pearson entre o valor médio de CL/AP e de destorques dos parafusos de fixação dos protocolos.

Dos 27 pacientes do estudo com protocolo inferior, 5 tiveram ao menos 1 parafuso fraturado. A Tabela 5 traz uma comparação da extensão total do cantilever e da relação CL/AP dos protocolos com e sem fratura de parafuso. A comparação estatística pelo teste t ($\alpha=0,05$) indicou que não há diferença entre a extensão do cantilever de protocolos com e sem fratura de parafuso. Também, não há diferença na relação CL/AP dos protocolos com e sem fratura de parafuso.

Tabela 5 - Média, desvio padrão (DP) e comparação* da extensão total do cantilever e da relação CL/AP dos protocolos com e sem fratura de parafuso.

Parafuso fraturado	n	Extensão do cantilever (mm)		CL/AP	
		Média ± DP	p*	Média ± DP	p*
Sim	5	18,7 ± 5,12	0,907	1,81 ± 0,87	0,794
Não	22	19,0 ± 4,17		1,69 ± 0,61	

* Valor de p gerado pelo teste t de Student ($\alpha=0,05$).

6. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a influência da posição do implante no arco, da extensão do cantilever e do tipo de protocolo no valor de destorque e na susceptibilidade à fratura dos parafusos de mini-pilar em próteses tipo protocolo após um ano de instalação. As hipóteses testadas consideraram que implantes distais, cantilevers longos (relação CL/AP >1,5) e protocolos mandibulares estariam associados a maior perda de torque e maior ocorrência de fratura dos parafusos. No entanto, os resultados obtidos confirmaram apenas a última hipótese, relacionada à comparação de protocolos maxilares com mandibulares.

Ao investigar a influência da posição do implante no arco, não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de destorque dos parafusos distais e centrais ($p=0,703$). Isso sugere que a posição do implante, por si só, não foi determinante para a perda de torque após um ano de uso funcional. Essa estabilidade pode ser atribuída ao adequado planejamento da distribuição dos implantes, à passividade das estruturas protéticas e à correta aplicação dos torques iniciais, fatores que contribuem para a longevidade e estabilidade da união parafuso-minipilar.

Sananez et al. (2015), em seu estudo que buscou comparar as diferenças entre os valores de destorque iniciais e após carga dinâmica, além de identificar alterações estruturais físicas dos parafusos de retenção protéticos em uma prótese simulada total fixa mandibular sobre implantes, também não encontraram diferenças estatisticamente significativas nas alterações físicas entre as condições com e sem carga, nem entre diferentes posições dos implantes. Os autores discutem que, ao instalar uma prótese suportada por múltiplos implantes, a aplicação de carga dinâmica e a sequência de aperto dos parafusos podem influenciar o valor de destorque subsequente dos parafusos; no entanto, não têm efeito sobre a aparência física dos parafusos após uso funcional prolongado.

Ao avaliar a influência da extensão do cantilever, também não foi observada diferença significativa nos valores de destorque dos parafusos, mesmo quando agrupados os casos com cantilevers maiores (relação CL/AP >1,5) ou menores (relação CL/AP <1,5). Além disso, não houve associação entre cantilevers mais longos e ocorrência de fratura dos parafusos. Assim, a hipótese de que cantilevers com relação CL/AP >1,5 causariam maior perda de torque e mais fraturas também não foi confirmada. É possível que o tamanho da amostra não tenha sido suficiente para evidenciar diferenças estatisticamente significativas entre os grupos.

Outro fator relevante é a heterogeneidade da amostra analisada, uma vez que não houve restrição quanto à idade dos pacientes, ao tipo de arco antagonista ou ao número de implantes utilizados nas reabilitações. Ainda assim, os resultados sugerem que o controle oclusal, o número adequado de implantes e a qualidade do assentamento protético podem compensar as cargas geradas pelas alavancas distais, desde que o comprimento do cantilever permaneça dentro de limites clinicamente aceitáveis.

Matsumoto et al. (2020) avaliaram a influência de diferentes extensões de cantilevers e afrouxamento dos parafusos em próteses do tipo protocolo Branemark, verificando que o grupo G10 apresentou maior perda de torque, sendo estatisticamente diferente dos grupos G15 ($p=0,001$) e G20 ($p=0,002$). O número dos grupos estava de acordo com a distância, em milímetros, entre o local de aplicação da força no cantilever e o centro do último implante. A resposta física à carga oclusal aplicada foi o afrouxamento do parafuso que retém a estrutura metálica ao componente protético, mas essa condição ocorreu em todos os grupos experimentais, independentemente da extensão do cantilever. Concluiu-se que todos os parafusos apresentaram perda de torque após uma simulação da atividade mastigatória de 3 meses, sugerindo a necessidade de avaliação periódica para prevenir falhas no tratamento, independente da extensão do cantilever. No entanto, é importante observar que esse é um estudo laboratorial, com condições controladas, o que dificulta uma correlação direta com os achados do nosso estudo clínico.

Este estudo observou uma correlação entre a razão CL/AP e o valor de destorque foi fraca e negativa ($r=-0,159$) e estatisticamente não significativa ($p=0,428$), o que indica que a proporção cantilever/comprimento ântero-posterior não exerceu influência relevante sobre a retenção mecânica dos parafusos. Nesse sentido, o estudo de Drago (2018) buscou registrar os comprimentos dos cantilevers distais e as razões CL/AP de próteses híbridas definitivas de arco total instaladas após carga oclusal imediata, avaliando sua relação com complicações protéticas. Os resultados mostraram cantilevers médios de aproximadamente 15,5 mm e razões CL/AP médias inferiores a 1, sem associação estatisticamente significativa entre essas razões e a ocorrência de falhas ou reparos nas próteses. Concluiu-se que a utilização de estruturas metálicas usinadas com razão CL/AP <1 proporcionam resultados clínicos previsíveis e baixa taxa de complicações, sendo eficaz na reabilitação de pacientes edêntulos.

A revisão narrativa de Berzaghi et al. (2025) explorou como diferentes esquemas oclusais, especialmente com antagonistas naturais e próteses, influenciam as forças transmitidas em próteses implanto-suportadas. É discutido que, os dentes naturais, por possuírem ligamento periodontal, permitem maior mobilidade (até 200µm sob 0,1N),

enquanto os implantes praticamente não se movem ($\sim 2\mu\text{m}$), o que gera uma descompensação de mobilidade que poderia causar sobrecarga mecânica dos implantes quando em oclusão com dentes naturais. Embora os estudos incluídos na revisão não tenham demonstrado aumento específico de afrouxamento ou fratura de parafusos, os autores alertam que a magnitude e a frequência da carga oclusal, particularmente em antagonistas naturais ou com parafunções como bruxismo, são fatores de risco para sobrecarga mecânica.

Adicionalmente, um achado relevante do estudo foi a diferença estatisticamente significativa nos valores médios de destorque entre protocolos instalados na arcada superior, que apresentaram valores superiores aos da arcada inferior ($p=0,021$). Essa observação pode ser explicada por uma combinação de fatores clínicos e biomecânicos. A maxila apresenta, em geral, um osso com menor densidade em comparação à mandíbula, o que pode comprometer a estabilidade dos implantes e favorecer micro-movimentos sob carga oclusal (Falco; Berardini; Trisi, 2018; Nappo et al., 2019). Assim, embora os protocolos maxilares frequentemente apresentem mais implantes e menor extensão de cantilever, o tipo de osso e fatores funcionais podem exercer influência negativa sobre a retenção mecânica dos parafusos, justificando o maior destorque observado na arcada superior.

Segundo Gehrke et al. (2023), em seu estudo que comparou dois implantes com diferentes macrogeometrias instalados em alvéolos cicatrizados, avaliando os valores de torque de inserção (ITV) e quociente de estabilidade do implante (ISQ), verificaram que, embora a ISQ fosse equivalente entre maxila e mandíbula, os valores de ITV eram significativamente maiores na mandíbula. Isso confirma que o osso mandibular, mais denso, oferece maior resistência durante a instalação do implante. Em contrapartida, a maxila, com menor densidade óssea, pode permitir maior deformação inicial controlada, influenciando na retenção final do torque da prótese. Sreerama et al. (2021), estudando o efeito da densidade óssea sobre a estabilidade dos implantes, observaram que implantes bem-sucedidos apresentaram valores mais altos de torque de inserção, sugerindo uma correlação entre a qualidade óssea e os parâmetros de estabilidade do implante.

Por fim, embora cinco dos 27 pacientes tenham apresentado fratura de pelo menos um parafuso, essa ocorrência não pôde ser associada estatisticamente a nenhuma das variáveis investigadas (posição no arco, cantilever, relação CL/AP ou arco antagonista). Isso sugere que as fraturas podem estar mais ligadas a fatores individuais, como parafunção, microdesajustes na instalação, falhas de passividade ou fadiga acumulada dos materiais, e não exclusivamente às variáveis biomecânicas testadas (Singh et al., 2022; Ruja et al., 2025).

7. CONCLUSÕES

Após a realização do presente estudo, é possível concluir que os protocolos maxilares possuem maior torque de remoção do que protocolos mandibulares. A razão entre a extensão do cantilever (CL) e a distância ântero-posterior (AP), conhecida por razão CL/AP, não interfere no destorque dos parafusos nem na sua susceptibilidade à fratura. Ainda, a posição do parafuso no arco não interfere no seu valor de destorque.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AL-ZORDK, W.; AL-DOBAISI, T.; GHAZY, M. Torque maintenance of screw-retained implant-supported anterior fixed dental prosthesis with different abutment angulations after aging. *JOMI*, v.36, n.4, p.723-729, 2021. doi: 10.11607/jomi.8647.
- ALTUWAIJRI, S. M.; ALOTAIBI, H. N.; ALNASSAR, T. M. The effect of the digital manufacturing technique of cantilevered implant-supported frameworks on abutment screw preload. *JAP*, v.14, n.1, p.22-31, 2022. doi: 10.4047/jap.2022.14.1.22.
- ALZAHIRANI, K. M. Implant bio-mechanics for successful implant therapy: a systematic review. *J Int Soc Prev Community Dent*, v.10, n.6, p.700-714, 2020. doi: 10.4103/jispcd.JISPCD_138_20.
- BERZAGHI, A.; TESTORI, T.; SCAINI, R.; BORTOLINI, S. Occlusion and biomechanical risk factors in implant-supported full-arch fixed dental prostheses-narrative review. *J Pers Med*, v.15, n.2, p.65, 2025. doi: 10.3390/jpm15020065.
- BITTENCOURT, A. B. B. C.; REZENDE, E. O. P.; CAMPANER, M.; BITENCOURT, S. B.; DOS SANTOS, D. M.; PESQUEIRA, A. A.; GOIATO, M. C. Stress distribution of multiple implant-supported prostheses: photoelastic and strain gauge analyses of external hexagon and morse taper connections. *J Clin Exp Dent*, v.14, n.3, p.e235-e240, 2022. doi: 10.4317/jced.59288.
- BOZYEL, D.; TAŞAR FARUK, S. Biomechanical behavior of all-on-4 and m-4 configurations in an atrophic maxilla: a 3d finite element method. *Med Sci Monit*, v.27, p.e929908, 2021. doi: 10.12659/MSM.929908.
- CARDOSO, M.; TORRES, M. F.; LOURENÇO, E. J. V.; DE MORAES TELLES, D.; RODRIGUES, R. C. S.; RIBEIRO, R. F. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, v.23, n.4, p.475-480, 2012. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02165.x.
- CHOCHLIDAKIS, K.; EINARSDOTTIR, E.; TSIGARIDA, A.; PAPASPYRIDAKOS, P.; ROMEO, D.; BARMAK, A. B.; ERCOLI, C. Survival rates and prosthetic complications of implant fixed complete dental prostheses: an up to 5-year retrospective study. *J Prosthet*

Dent, v.124, n.5, p.539-546, 2020. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.11.022.

CORREA, S.; IVANCIK, J.; ISAZA, J. F.; NARANJO, M. Evaluation of the structural behavior of three and four implant-supported fixed prosthetic restorations by finite element analysis. *J Prosthodont Res*, v.56, n.2, p.110-119, 2012. doi: 10.1016/j.jpor.2011.07.001.

DE LUNA GOMES, J. M.; LEMOS, C. A. A.; SANTIAGO JUNIOR, J. F.; DE MORAES, S. L. D.; GOIATO, M. C.; PELLIZZER, E. P. Optimal number of implants for complete-arch implant-supported prostheses with a follow-up of at least 5 years: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, v.121, n.5, p.766-774.e3, 2019. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.06.001.

DE MEDEIROS, R. A.; DOS SANTOS, D. M.; PESQUEIRA, A. A.; CAMPANER, M.; BITENCOURT, S. B.; DA SILVA, E. V. F.; GOIATO, M. C. Stress distribution in fixed mandibular prostheses fabricated by CAD/CAM and conventional techniques: Photoelastic and strain gauge analyses. *J Clin Exp Dent*, v.11, n.9, p.e807-e813, 2019. doi: 10.4317/jced.56067.

DE SÁ, B. C. M.; ANDRIGHETTO, A. R.; BERNARDES, S. R.; TIOSSI, R. Fracture strength of standard and small diameter prosthetic abutments for full-arch implant-supported restorations. *J Oral Implantol*, v.43, n.3, p.175-179, 2017. doi: 10.1563/aaaid-joi-D-16-00108.

DRAGO, C. Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: results of a clinical study. *J. Prosthodont*, v.27, n.5, p.402-408, 2018. doi: 10.1111/jopr.12519.

FALCO, A.; BERARDINI, M.; TRISI P. Correlation between implant geometry, implant surface, insertion torque, and primary stability: in vitro biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.33, n.4, p.824-830, 2018. doi: 10.11607/jomi.6285.

FARINA, A. P.; SPAZZIN, A. O.; XEDIEK CONSANI, R. L.; MESQUITA, M. F. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*, v.111, n.6, p.499-504, 2014. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.024.

FOUDA, A. A. H. The impact of the alveolar bone sites on early implant failure: a systematic review with meta-analysis. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, v.46, n.3, p.162-173,

2020. doi: 10.5125/jkaoms.2020.46.3.162.

FREITAS DA SILVA, E. V.; DOS SANTOS, D. M.; SONEGO, M. V.; DE LUNA GOMES, J. M.; PELLIZZER, E. P.; GOIATO, M. C. Does the presence of a cantilever influence the survival and success of partial implant-supported dental prostheses? Systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.33, n.4, p.815-823, 2018. doi: 10.11607/jomi.6413.

GALLUCCI, G. O.; DOUGHTIE, C. B.; HWANG, J. W.; FIORELLINI, J. P.; WEBER, H. P. Five-year results of fixed implant-supported rehabilitations with distal cantilevers for the edentulous mandible. *Clin Oral Implants Res*, v.20, n.6, p.601-607, 2009. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01699.x.

GARCÍA-SALA BONMATÍ, F.; BUSTAMANTE-HERNÁNDEZ, N.; ALONSO PÉREZ-BARQUERO, J.; MANEIRO-LOJO, J.; FONS-BADAL, C.; LABAIG-CATURLA, C.; FERNÁNDEZ-ESTEVAN, L.; AGUSTÍN-PANADERO, R. Implant-supported fixed partial dentures with posterior cantilevers: in vitro study of mechanical behavior. *Materials (Basel)*, v.16, n.20, p.6805, 2023. doi: 10.3390/ma16206805.

GEHRKE, S. A.; CORTELLARI, G. C.; DE OLIVEIRA FERNANDES, G. V.; SCARANO, A.; MARTINS, R. G.; CANÇADO, R. M.; MESQUITA, A. M. M. Randomized clinical trial comparing insertion torque and implant stability of two different implant macrogeometries in the initial periods of osseointegration. *Medicina (Kaunas)*, v.59, n.1, p.168, 2023. doi: 10.3390/medicina59010168.

GOIATO, M. C.; SHIBAYAMA, R.; GENNARI FILHO, H.; DE MEDEIROS, R. A.; PESQUEIRA, A. A.; DOS SANTOS, D. M.; DE ARAÚJO, C. A.. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol*, v.40, n.2, p.35-42, 2016. doi: 10.3109/03091902.2015.1127440.

GOLDBERG, J.; LEE, T.; PHARK, J. H.; CHEE, W. Removal torque and force to failure of non-axially tightened implant abutment screws. *J Prosthet Dent*, v.121, n.2, p.322-326, 2019. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.02.014.

HAMED, M. T.; ABDULLAH MOUSLY, H.; KHALID ALAMOUDI, S.; HOSSAM HASHEM, A. B.; HUSSEIN NAGUIB, G. A systematic review of screw versus

cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent*, v.12, p.9-16, 2020. doi: 10.2147/CCIDE.S231070.

HÄMMERLE, C. H. F.; CORDARO, L.; ALCCAYHUAMAN, K. A. A.; BOTTICELLI, D.; ESPOSITO, M.; COLOMINA, L. E.; GIL, A.; GULJE, F. L.; IOANNIDIS, A.; MEIJER, H.; PAPAGEORGIOU, S.; RAGHOEBAR, G.; ROMEO, E.; RENOUEARD, F.; STORELLI, S.; TORSSELLO, F.; WACHTEL, H. Biomechanical aspects: summary and consensus statements of group 4. The 5(th) EAO Consensus Conference 2018. *Clin Oral Implants Res*, v.29 Suppl 1, p.326-331, 2018. doi: 10.1111/clr.13284.

HEYDECKE, G.; ZWAHLEN, M.; NICOL, A.; NISAND, D.; PAYER, M.; RENOUEARD, F.; GROHMANN, P.; MÜHLEMANN, S.; JODA, T. What is the optimal number of implants for fixed reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*, v.23 Suppl 6, p.217-228, 2012. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02548.x.

HONÓRIO TONIN, B. S.; HE, Y.; YE, N.; CHEW, H. P.; FOK, A. Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: a finite element analysis. *J Prosthet Dent*, v.127, n.6, p.882-889, 2022. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.11.026.

HUANG, Y.; WANG, J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: a review. *J Esthet Restor Dent*, v.31, n.4, p.338-345, 2019. doi: 10.1111/jerd.12494.

IHDE, S.; KOPP, S.; MAIER, T. Comparison of implant survival with implants placed in acceptable and compromised bone: a literature review. *J Maxillofac Oral Surg*, v.8, n.1, p.1-7, 2009. doi: 10.1007/s12663-009-0001-3.

KONDO, Y., SAKAI, K., MINAKUCHI, H.; HORIMAI, T.; KUBOKI, T.; JSOI CLINICAL GUIDELINE WORKING GROUP COLLABORATORS. Implant-supported fixed prostheses with cantilever: a systematic review and meta-analysis. *Int J Implant Dent*, v.10, n.1, p.57, 2024. doi:10.1186/s40729-024-00573-8.

LEE, J. H.; CHA, H. S. Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *J Adv Prosthodont*, v.10, n.6, p.415-421, 2018. doi: 10.4047/jap.2018.10.6.415.

MANDAL, N. B.; KUMARI, A.; YEMINENI, B. C.; AIRAN, M.; C TIWARI, R. V; DAMARASINGU, R.; TIWARI, H. D. The prosthetic complications and the survival of the

implant-fixed complete dental prostheses: an original study. *J Pharm Bioallied Sci*, v.14, n. Suppl 1, p.S301-S303, 2022. doi: 10.4103/jpbs.jpbs_773_21.

MATSUMOTO, W.; MACEDO, A. P.; ALMEIDA, R. P.; SIMIONATO, A. A.; HOTTA, T. H. Influence of metal bar lever-arm on screws detorque for dental prosthesis implant supported. *Rev Odontol UNESP*, v.49, p.e20200047, 2020. doi: 10.1590/1807-2577.04720.

MILLEN, C.; BRÄGGER, U.; WITTNEBEN, J. G. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.30, n.1, p.110-124, 2015. doi: 10.11607/jomi.3607.

MOHAMED, A. M. A.; ASKAR, M. G.; EL HOMOSSANY, M. E. M. B. Stresses induced by one piece and two piece dental implants in All-on-4® implant supported prosthesis under simulated lateral occlusal loading: non linear finite element analysis study. *BMC oral health*, v.22, n.1, p.196, 2022. doi: 10.1186/s12903-022-02228-9.

MORTON, D.; GALLUCCI, G.; LIN, W. S.; PIJETURSSON, B.; POLIDO, W.; ROEHLING, S.; SAILER, I.; AGHALOO, T.; ALBERA, H.; BOHNER, L.; BRAUT, V.; BUSER, D.; CHEN, S.; DAWSON, A.; ECKERT, S.; GAHLERT, M.; HAMILTON, A.; JAFFIN, R.; JARRY, C.; KARAYAZGAN, B.; LAINE, J.; MARTIN, W.; RAHMAN, L.; SCHLEGEL, A.; SHIOTA, M.; STILWELL, C.; VORSTER, C.; ZEMBIC, A.; ZHOU, W. Group 2 ITI consensus report: prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*, v.29 Suppl 1, p.215-223, 2018. doi: 10.1111/clr.13298.

NAPPO, A.; RENGO, C.; PANTALEO, G.; SPAGNUOLO, G.; FERRARI, M. Influence of implant dimensions and position on implant stability: a prospective clinical study in maxilla using resonance frequency analysis. *Appl Sci*, v.9, p.860, 2019. doi: 10.3390/app9050860.

OMORI, Y.; LANG, N. P.; BOTTICELLI, D.; PAPAGEORGIOU, S.N.; BABA, S. Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses: a systematic review with meta-analysis. *J Oral Rehabil*, v.47, n.1, p.101-111, 2020. doi: 10.1111/joor.12877.

PAPASPYRIDAKOS, P.; BORDIN, T. B.; KIM, Y. J.; EL-RAFIE, K.; PAGNI, S. E.; NATTO, Z. S.; TEIXEIRA, E. R.; CHOCHLIDAKIS, K.; WEBER, H. P. Technical

complications and prosthesis survival rates with implant-supported fixed complete dental prostheses: a retrospective study with 1- to 12-year follow-up. *J Prosthodont*, v.29, n.1, p.3-11, 2020. doi: 10.1111/jopr.13119.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.4, n.3, p.241-247, 1989.

ROHR, N.; KARAKAS-STUPAR, I.; KARLIN, S.; ZITZMANN, N. U.; ZAUGG, L. K. Effect of implant type on the stability of cantilever fixed dental prostheses: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*, v.35, n.4, p.419-426, 2024. doi: 10.1111/clr.14240.

RUJA, M. A.; SHOKATI, B.; MENDES, V. C.; AZARPAZHOOH, A.; CHVARTSZAID, D. Retrospective analysis of dental implant fracture following loading: a retrospective clinical study. *J Prosthet Dent*, v.S0022-3913, n.25, p.00192, 2025. doi: 10.1016/j.prosdent.2025.02.046.

SANANEZ, A.; LEFEBVRE, C.; LOONEY, S.; BAKER, P.; METTENBURG, D.; RUEGGEBERG, F. A. In vitro mechanical analysis of complete-arch mandibular implant-supported fixed prostheses abutment screws after cyclic loading. *J Prosthet Dent*, v.113, p.5, p.432-439, 2015. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.026.

SHACKLETON, J. L.; CARR, L.; SLABBERT, J. C.; BECKER, P. J. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent*, v.71, n.1, p.23-26, 1994. doi: 10.1016/0022-3913(94)90250-x.

SINGH, M.; BHARGAVA, A.; NAGPAL, A.; CHAUDHARY, A. 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*, v.22, n.4, p.389-397, 2022. doi: 10.4103/jips.jips_48_22.

SREERAMA, R.; KOLLURU, K. C.; GOTTUMUKKALA, V.; INNAMPUDI, C. K.; KONATHALA, J. R.; KRISHNAVENI, G. Assessment of the effect of bone density on implant stability: a clinical study. *J Pharm Bioallied Sci*, v.13(Suppl 1), p.S297-S300, 2021. doi: 10.4103/jpbs.JPBS_794_20.

STORELLI, S.; DEL FABBRO, M.; SCANFERLA, M.; PALANDRANI, G.; ROMEO, Eugenio. Implant-supported cantilevered fixed dental rehabilitations in fully edentulous patients: systematic review of the literature. Part II. *Clin Oral Implants Res*, v.29 Suppl 1,

p.275-294, 2018. doi: 10.1111/clr.13310.

SZAJEK, K.; WIERSZYCKI, M. Screw preload loss under occlusal load as a predictor of loosening risk in varying dental implant designs. *J Mech Behav Biomed Mater*, v.148, p.106165, 2023. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.106165.

TAK, S.; JEONG, Y.; KIM, J. E.; KIM, J. H.; LEE, H. A comprehensive study on the mechanical effects of implant-supported prostheses under multi-directional loading and different occlusal contact points. *BMC Oral Health*, v.23, n.1, p.338, 2023. doi: 10.1186/s12903-023-03016-9.

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*, v.151, n.10, p.790-795, 2020. doi: 10.1016/j.adaj.2020.06.016.

WANG, Q.; ZHANG, Z. Z.; BAI, S. Z.; ZHANG, S. F. Biomechanical analysis of stress around the tilted implants with different cantilever lengths in all-on-4 concept. *BMC oral health*, v.22, n.1, p.469, 2022. doi: 10.1186/s12903-022-02520-8.

YANG, S.; QIN, Y.; GUO, X.; LI, Y. An in vitro study of fluid contaminations influences on reverse torque values of implant-abutment connections. *Biomed Res Int*, v.2022, p.4111710, 2022. doi: 10.1155/2022/4111710.

APÊNDICES

APÊNDICE I - FICHA DESENVOLVIDA PARA A PESQUISA



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: _____

Removal torque analysis and fracture susceptibility of abutment screws in mandibular protocol-type prostheses: a cross-sectional study

Introduction

Implant therapy is a treatment modality with a high success rate. Currently, implant-supported restorations are considered the best treatment options for rehabilitating edentulous patients. The evolution of implant designs, surface technologies, and prosthetic materials has increased the likelihood of achieving successful and stable treatment outcomes (Hamed et al., 2020). Research continues to advance in identifying and reducing the number of remaining technical and biological complications (Millen; Brägger; Wittneben, 2015), among which screw loosening and fracture are frequently reported (De Sá et al., 2017; Omori et al., 2020). Although implant-supported fixed prostheses present good durability and few complications, it is essential to identify and minimize these issues to improve long-term patient satisfaction (Mandal et al., 2022).

In screw-retained implant-supported prostheses, the type of connection and the cantilever length can influence stress distribution within the implant-prosthesis complex (Goiato et al., 2016). Higher stress concentrations are commonly observed in the region of the distal implants, as this is an area subjected to intense masticatory load; however, this stress is modulated by factors such as the type of opposing arch and the presence or absence of a cantilever (Bittencourt et al., 2022). The use of four implants to support a fixed prosthesis in an edentulous mandible has shown satisfactory outcomes. Nevertheless, the use of five implants has demonstrated slightly better results (Kern et al., 2016). Understanding the conditions under which screw loosening and fracture occur in full-arch fixed prostheses can provide valuable insights for clinical decision-making during rehabilitation.

Given the above, the aim of this study was to evaluate the reverse torque value and the susceptibility to fracture of minipillar screws in full-arch implant-supported prostheses after one year of installation.

Materials and methods

Ethical and legal aspects

This cross-sectional study was conducted at the Dental Clinics of the School of Dentistry of the University of Passo Fundo (CO/UPF) and was approved by the Human Research Ethics Committee of UPF (Approval number 7.117.036). All patients included in the study agreed to participate and signed an informed consent form (ICF).

Participants

A convenience sample was composed of all patients from the Dental Clinics of CO/UPF who had undergone full-arch prosthetic rehabilitation with implant-supported prostheses for at least one year.

³Formatado de acordo com as normas da revista European Journal of Oral Implantology.

Exclusion criteria

The following cases were excluded from the study:

- Patients whose medical records were not properly filled out, lacking necessary information such as applied torque and date of prosthesis installation;
- Patients who were not rehabilitated using intermediate components of the mini abutment type;
- Patients who did not sign the ICF;
- Cases in which the prosthesis installation occurred less than one year or more than two years ago;
- Patients who reported having undergone prosthesis maintenance (cleaning or screw replacement) at a clinic outside the UPF Dental Clinics.

Analysis of the conditions of the prostheses and prosthetic screws

In the present study, selected individuals were assessed to verify the conditions of the prostheses and the maintenance of the prosthetic screws. Initially, all resin materials covering the mini abutment screws were removed. Next, a 1.2 mm hex driver was adapted to the screw of each mini abutment, with prior verification of correct adaptation between the driver and the screw. This driver was coupled to a contra-angle handpiece (Star Tork Dentsclear, Ribeirão Preto, SP, Brazil), which was connected to a digital torque meter (model TQ-8800, Lutron, Taipei, Taiwan). Torque was applied in a counterclockwise direction, and the device was programmed to record the maximum torque value required until the initial movement of the screw. Torque values were recorded in N/cm³.

During the procedure, the screws were individually assessed for structural integrity, with two possible outcomes: "fractured" and "not fractured." For screws that fractured during removal, a torque value of zero was assigned. In addition, loosened or fractured screws were noted in the respective patients' clinical records.

The protocol-type prostheses were then removed and cleaned using gauze, an ultrasonic cleaner (Gnatus, Barretos, São Paulo, Brazil), and curettes. Oral hygiene and prosthesis care instructions were also provided to each patient. Subsequently, all prostheses were cleaned and reinstalled using new screws of the same brand and model, which were inserted manually using a ratchet wrench, applying a torque of 10 N/cm² (as per the manufacturer's recommendations). The screw access holes were sealed with Teflon tape and Flow resin (Maquira, Maringá, Paraná, Brazil), which was light-cured with a Radii Cal curing unit (Itajaí, Santa Catarina, Brazil) for 60 seconds.

All information regarding each patient (name, chart number, age, sex, type of opposing arch, number of implants, implant positions within the arch, number of fractured screws, presence of parafunctional habits, date of prosthesis installation and/or last maintenance, left and right cantilever lengths, anteroposterior distance, screw model, driver model used, and detorque value) was accurately recorded in the data collection form developed for this study.

Predictor variables

The torque required to remove the prosthetic screws was analyzed in relation to the type of prosthesis (maxillary or mandibular). If the sample was obtained from a mandibular

prosthesis, the values were further analyzed according to screw position within the arch and cantilever extension.

Thus, the predictor variables investigated were:

Type of prosthesis: maxillary or mandibular

- Implant position in the arch: screws were classified as distal (last screws in the arch, regardless of side) and central (intermediate screws);
- CL/AP ratio: ratio between cantilever extension (CL) and anteroposterior distance (AP). For the AP distance, a measurement was taken from the line connecting the most distal portion of the distal implants to an anterior line passing through the center of the most anterior implant, parallel to the posterior line. This value was divided by the cantilever length, which was measured in millimeters (mm) on the underside of the prosthesis, from the distal edge of the last mini abutment to the end of the prosthesis. The sample was dichotomized into a ratio less than 1.5 ($CL/AP < 1.5$) and a ratio greater than 1.5 ($CL/AP > 1.5$). Each prosthesis was photographed next to a millimeter ruler, and the images were analyzed using ImageJ software (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA), enabling precise measurement of the cantilever on each side and calculation of the CL/AP ratio.
- Screw location in the arch: the removed screws were categorized according to their position as: (1) distal – when they were the last screws in the arch, regardless of side; or (2) central – when they were intermediate screws. Each patient had, necessarily, separate values for this comparison (one for distal and one for central screws).
- Number of implants: the number of implants supporting the prosthesis was reported. This variable was stratified into either 4 implants or 5 implants.

Statistical analysis

Screw removal torque and screw fracture data were separately tabulated for distal and central implants. Data analysis was performed using STATA version 14. An initial descriptive analysis was carried out to determine the absolute and relative frequencies of the variables of interest. For the analysis of screw detorque $\times$ cantilever (mandibular protocol), data were first subjected to Levene's test for homogeneity of variances ($\alpha=0.05$), which showed equal variances ($p=0.89$), and the Kolmogorov–Smirnov normality test, which indicated non-normal distribution ($p=0.028$). Therefore, a non-parametric Kruskal–Wallis test followed by Dunn's post hoc test ($\alpha=0.05$) was used. The correlation between CL/AP ratio and screw detorque values was assessed using Pearson's correlation coefficient ($\alpha=0.05$). Comparisons between screw fractures $\times$ cantilever (mandibular protocol) and screw detorque values in mandibular versus maxillary prostheses were analyzed using Student's t-test ($\alpha=0.05$).

Results

A total of 27 patients were evaluated, with 36 protocol-type prostheses (Figure 2) and 54 screws analyzed. Table 1 describes the characteristics of the study sample and their respective percentages. A predominance of female patients was noted, as well as the use of complete dentures in the opposing arch, absence of parafunctional habits, and prosthesis installation time greater than one year.

Figure 2 – Sample flowchart.

Table 1 – Sample characteristics and percentage.

Characteristics	Number and percentage
Sex	Male: 12 (33,3%); Female: 24 (66,6%)
Antagonist arc	Natural dentition: 4 (11.1%); Complete dentures: 18 (50%); Removable partial dentures: 6 (16.6%); Protocol: 8 (22.2%)
Number of protocol implants	4 implants: 20 (55,5%); 5 implants: 11 (30,5%); 6 implants: 5 (13,9%)
Parafunctional habits	Yes: 7 (19,4%); No: 29 (80,5%)
Time since installation or last maintenance of the protocol	6 months: 8 (22,2%); 6 months to 1 year: 9 (25%); More than 1 year: 19 (52,7%)
Cantilever size (mandibular)	Less than 20 mm: 15 (55.5%); Greater than 20 mm: 12 (44.4%)
Anteroposterior extension size (mandibular)	Less than 1.5: 13 (48.1%); Greater than 1.5: 14 (51.8%)

The mean and median detorque values obtained from distal and central screws, according to cantilever extension (CL/AP), are shown in Table 2. After analysis, it was found that there was no statistically significant difference between the groups analyzed ($p = 0.703$).

Table 2 - Mean, standard deviation (SD) and comparison* of screw detorque of the upper and lower protocols.

Screw location	n	Detorque value (N/cm ²)	
		Mean $\pm$ SD	p*
Inferior	27	6,41 $\pm$ 4,80	0,021
Superior	9	9,89 $\pm$ 3,14	

* P-value generated by Student's t-test ($\alpha=0.05$).

Table 3 compares the groups according to cantilever extension, grouping distal and central screws. Even when grouped, no statistically significant difference was found in the detorque values of screws from protocols with a CL/AP cantilever ratio greater than 1.5 compared to those with less than 1.5.

Table 3 - Mean $\pm$ Standard deviation (SD); Median $\pm$ Interquartile deviation (IQR) and statistical grouping of detorque obtained by the distal and central screws, according to the cantilever extension.

Screw location	CL/AP (ref 1,5)	n	Mean $\pm$ SD	Median $\pm$ IQR	Grouping*
Distal screws	< 1,5	13	7,38 $\pm$ 4,55	9,0 $\pm$ 6,00	A
	> 1,5	14	6,18 $\pm$ 5,47	5,0 $\pm$ 11,25	A

Central screws	< 1,5	13	6,74 ± 5,07	6,0 ± 8,83	A
	> 1,5	14	5,43 ± 5,96	2,8 ± 11,38	A

* Dunn's multiple comparisons test ($\alpha=0,05$).

The result of the Pearson correlation test between the mean CL/AP ratio and the mean detorque value of the screws is presented in Figure 3. The Pearson correlation coefficient was -0.159 , indicating a weak and negative correlation between the variables. The p-value was 0.428 , suggesting that this correlation is not statistically significant ($\alpha = 0.05$).

Figure 3 – Pearson correlation between the mean CL/AP ratio and the mean detorque value of the prosthetic retaining screws.

Among the 27 patients included in the study, 5 had at least one fractured screw. Table 4 presents a comparison of the total cantilever extension and the CL/AP ratio in protocols with and without screw fracture. The statistical comparison using the t-test ($\alpha = 0.05$) indicated that there was no significant difference in the cantilever extension between protocols with and without screw fracture. Similarly, no significant difference was found in the CL/AP ratio between protocols with and without screw fracture.

Table 4 - Mean ± Standard deviation (SD); Median ± Interquartile deviation (IQR) and statistical grouping of detorque obtained by the screws according to the cantilever extension.

CL/AP (ref 1,5)	n	Mean ± SD	Median ± IQR	p*
< 1,5	26	7,06 ± 4,73	6,25 ± 6,54	0,328
> 1,5	28	5,80 ± 5,63	3,75 ± 11,75	

* Comparison of groups by Mann-Whitney ($\alpha=0.05$).

Table 5 presents a comparison between the mean detorque values of screws from mandibular protocols and those from maxillary protocols included in the study. The mean detorque value of the screws from maxillary protocols was statistically higher than that of mandibular protocols ($p = 0.021$).

Table 5 - Mean, standard deviation (SD) and comparison* of the total cantilever extension and CL/AP ratio of the protocols with and without screw fracture.

Fractured screw	n	Cantilever extension (mm)		CL/AP	
		Mean ± SD	p*	Mean ± SD	p*
Yes	5	18,7 ± 5,12	0,907	1,81 ± 0,87	0,794
No	22	19,0 ± 4,17		1,69 ± 0,61	

* P-value generated by Student's t-test ($\alpha=0.05$).

Discussion

The present study aimed to evaluate the influence of implant position in the arch, cantilever extension, and protocol type on the detorque value and susceptibility to fracture of

mini-abutment screws in protocol-type prostheses one year after installation. The tested hypotheses considered that distal implants, long cantilevers (CL/AP ratio >1.5), and mandibular protocols would be associated with greater torque loss and higher incidence of screw fractures. However, the results confirmed only the last hypothesis, regarding the comparison between maxillary and mandibular protocols.

By investigating the influence of implant position in the arch, no statistically significant difference was found between detorque values of distal and central screws ($p = 0.703$). This suggests that implant position alone was not a determining factor for torque loss after one year of functional use. This stability may be attributed to appropriate planning of implant distribution, prosthesis structure passivity, and correct application of initial torques, factors contributing to the longevity and stability of the screw-mini-abutment union.

Sananez et al. (2015), in their study comparing initial detorque versus post-dynamic loading values and identifying physical structural changes in prosthetic retention screws in a mandibular full-arch fixed implant-supported prosthesis simulation, also found no statistically significant differences in physical alterations between loaded and unloaded conditions, nor between different implant positions. The authors discuss that, when installing a prosthesis supported by multiple implants, dynamic loading and the tightening sequence of the screws may influence subsequent detorque values; however, these factors do not affect the physical appearance of screws after prolonged functional use.

When assessing the influence of cantilever extension, no significant difference in screw detorque values was observed, even when cases with longer (CL/AP >1.5) or shorter (CL/AP <1.5) cantilevers were grouped. Moreover, no association was found between longer cantilevers and screw fractures. Thus, the hypothesis that CL/AP >1.5 would lead to greater torque loss and more fractures was also not confirmed. It is possible that the sample size was insufficient to reveal statistically significant differences between groups. Another relevant factor is sample heterogeneity, as there were no restrictions regarding patient age, type of opposing arch, or number of implants used in the rehabilitations. Even so, the results suggest that occlusal control, an adequate number of implants, and proper prosthetic seating can compensate for forces generated by distal levers, provided the cantilever length remains within clinically acceptable limits.

Matsumoto et al. (2020) evaluated the influence of different cantilever extensions on screw loosening in Branemark protocol-type prostheses, finding that group G10 showed greater torque loss, statistically different from groups G15 ($p = 0.001$) and G20 ($p = 0.002$). Group numbers corresponded to the distance in millimeters between the point of force application on the cantilever and the center of the last implant. The physical response to applied occlusal load was screw loosening of the metallic framework to the prosthetic component, but this occurred in all experimental groups regardless of cantilever extension. They concluded that all screws exhibited torque loss after a simulated three-month mastication period, suggesting the need for periodic evaluation to prevent treatment failures, irrespective of cantilever length. However, it is important to note that this was a laboratory study under controlled conditions, which limits direct correlation with findings from our clinical study.

This study observed a weak and negative correlation between CL/AP ratio and detorque value ($r = -0.159$), which was statistically non-significant ($p = 0.428$), indicating that the cantilever/anteroposterior length proportion did not exert a relevant influence on

mechanical retention of the screws. In this regard, Drago (2018) sought to record distal cantilever lengths and CL/AP ratios of definitive hybrid full-arch prostheses installed after immediate occlusal loading, evaluating their relationship with prosthetic complications. Results showed mean cantilevers of approximately 15.5 mm and mean CL/AP ratios below 1, with no statistically significant association between these ratios and the occurrence of prosthetic failures or repairs. The authors concluded that the use of milled metal frameworks with CL/AP <1 provides predictable clinical outcomes and a low complication rate, effectively rehabilitating edentulous patients.

The narrative review by Berzaghi et al. (2025) explored how different occlusal schemes, especially with natural tooth and prosthetic antagonists, influence forces transmitted in implant-supported prostheses. It discusses that natural teeth, due to the periodontal ligament, allow greater mobility (up to 200 μm under 0.1 N), while implants exhibit almost no movement ($\sim 2 \mu\text{m}$), generating a mobility discrepancy that could cause mechanical overload of implants when occluding with natural teeth. Although studies included in the review did not demonstrate a specific increase in screw loosening or fractures, the authors warn that the magnitude and frequency of occlusal load, particularly with natural antagonists or parafunctional habits such as bruxism, are risk factors for mechanical overload.

Additionally, a relevant finding of this study was the statistically significant difference in mean detorque values between prostheses installed in the upper arch, which had higher values compared to the lower arch ($p = 0.021$). This observation may be explained by a combination of clinical and biomechanical factors. In general, the maxilla has bone of lower density compared to the mandible, which can compromise implant stability and favor micro-movements under occlusal load (Falco; Berardini; Trisi, 2018; Nappo et al., 2019). Thus, although maxillary protocols often have more implants and shorter cantilevers, bone type and functional factors may negatively influence mechanical retention of screws, explaining the higher detorque observed in the upper arch.

According to Gehrke et al. (2023), in their study comparing two implants with different macrogeometries installed in healed alveoli, evaluating insertion torque (ITV) and implant stability quotient (ISQ), they found that although ISQ values were equivalent between maxilla and mandible, ITV values were significantly higher in the mandible. This confirms that denser mandibular bone offers greater resistance during implant placement. Conversely, the maxilla, with lower bone density, may allow greater initial controlled deformation, impacting the final retention torque of the prosthesis. Sreerama et al. (2021), studying the effect of bone density on implant stability, observed that successful implants presented higher insertion torque values, suggesting a correlation between bone quality and implant stability parameters.

Finally, although five of the 27 patients experienced at least one screw fracture, this occurrence could not be statistically associated with any of the investigated variables (arch position, cantilever, CL/AP ratio, or opposing arch). This suggests that fractures may be more related to individual factors, such as parafunctional habits, minor misalignments during installation, passive fit failures, or accumulated material fatigue, rather than exclusively to the biomechanical variables tested (Singh et al., 2022; Ruja et al., 2025).

Conclusion

The findings of the present study reinforce that, under controlled clinical conditions and with proper planning, the mini-abutment screws in protocol-type prostheses exhibit good mechanical stability after one year, even in the presence of moderate cantilevers and distal implants. Factors such as implant position, cantilever length, and antagonist type did not prove to be determinants for torque loss or screw fracture during the analyzed period.

References

- Berzaghi A, Testori T, Scaini R, Bortolini S. Occlusion and biomechanical risk factors in implant-supported full-arch fixed dental prostheses-narrative review. *J Pers Med*. 2025;15(2):65. doi: 10.3390/jpm15020065.
- Bittencourt AB, Rezende EO, Campaner M, Bittencourt SB, Dos Santos DM, Pesqueira AA, Goiato MC. 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-e240. doi: 10.4317/jced.59288.
- de Sá BCM, Andrighetto AR, Bernardes SR, Tiozzi R. Fracture strength of standard and small diameter prosthetic abutments for full-arch implant-supported restorations. *J Oral Implantol*. 2017;43(3):175-179. doi: 10.1563/aaid-joi-D-16-00108.
- Drago C. Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: results of a clinical study. *J Prosthodont*. 2018;27(5):402-408. doi: 10.1111/jopr.12519.
- Falco A, Bernardini M, Trisi P. Correlation between implant geometry, implant surface, insertion torque, and primary stability: in vitro biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(4):824-830. doi: 10.11607/jomi.6285.
- Gehrke SA, Cortellari GC, de Oliveira Fernandes GV, Scarano A, Martins RG, Cançado RM, Mesquita AMM. Randomized clinical trial comparing insertion torque and implant stability of two different implant macrogeometries in the initial periods of osseointegration. *Medicina (Kaunas)*. 2023;59(1):168. doi: 10.3390/medicina59010168.
- Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, de Medeiros RA, Pesqueira AA, dos Santos DM, de Araújo CA. Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity. *J Med Eng Technol*. 2016;40(2):35-42. doi: 10.3109/03091902.2015.1127440.

Hamed MT, Abdullah Mously H, Khalid Alamoudi S, Hossam Hashem AB, Hussein Naguib G. A systematic review of screw versus cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2020;12:9-16. doi: 10.2147/CCIDE.S231070.

Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(2):174-195. doi: 10.1111/clr.12531.

Mandal NB, Kumari A, Yemineni BC, Airan M, C Tiwari RV, Damarasingu R, Tiwari HD. The prosthetic complications and the survival of the implant-fixed complete dental prostheses: an original study. *J Pharm Bioallied Sci*. 2022;14(Suppl 1):S301-S303. doi: 10.4103/jpbs.jpbs_773_21.

Matsumoto W, Macedo AP, Almeida RP, Simionato AA, Hotta TH. Influence of metal bar lever-arm on screws detorque for dental prosthesis implant supported. *Rev Odontol UNESP*. 2020;49:e20200047, 2020. doi: 10.1590/1807- 2577.04720.

Millen C, Brägger U, Wittneben JG. Influence of prosthesis type and retention mechanism on complications with fixed implant-supported prostheses: a systematic review applying multivariate analyses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(1):110-124. doi: 10.11607/jomi.3607.

Nappo A, Rengo C, Pantaleo G, Spagnuolo G, Ferrari M. Influence of implant dimensions and position on implant stability: a prospective clinical study in maxilla using resonance frequency analysis. *Appl Sci*. 2019;9:860. doi: 10.3390/app9050860.

Omori Y, Lang NP, Botticelli D, Papageorgiou SN, Baba S. Biological and mechanical complications of angulated abutments connected to fixed dental prostheses: A systematic review with meta-analysis. *J Oral Rehabil*. 2020;47(1):101-111. doi: 10.1111/joor.12877.

Ruja MA, Shokati B, Mendes VC, Azarpazhooh A, Chvartzaid D. Retrospective analysis of dental implant fracture following loading: A retrospective clinical study. *J Prosthet Dent*. 2025;134(1):143-150. doi: 10.1016/j.prosdent.2025.02.046.

Sananez A, Lefebvre C, Looney S, Baker P, Mettenburg D, Rueggeberg FA. In vitro mechanical analysis of complete-arch mandibular implant-supported fixed prostheses abutment screws after cyclic loading. *J Prosthet Dent*. 2015;113(5):432-439. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.026.

Singh M, Bhargava A, Nagpal A, Chaudhary A. 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):389-397. doi: 10.4103/jips.jips_48_22.

Sreerama R, Kolluru KC, Gottumukkala V, Innampudi CK, Konathala JR, Krishnaveni G. Assessment of the effect of bone density on implant stability: a clinical study. J Pharm Bioallied Sci. 2021;13(Suppl 1):S297-S300. doi: 10.4103/jpbs.JPBS_794_20.