



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

FELIPE CARLOS DIAS ARCAS

**EFEITO DOS DESENHOS DE PILARES PROTÉTICOS DE
CONEXÃO CÔNICA NA MANUTENÇÃO DO TORQUE SOB CARGA
CÍCLICA: estudo in vitro**

2022

FELIPE CARLOS DIAS ARCAS

**EFEITO DOS DESENHOS DE PILARES PROTÉTICOS DE CONEXÃO CÔNICA
NA MANUTENÇÃO DO TORQUE SOB CARGA CÍCLICA: estudo in vitro**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIA E TECNOLOGIA APLICADA À ODONTOLOGIA.

Área: Inovação tecnológica multidisciplinar com ênfase em odontologia. Linha de pesquisa: Inovação tecnológica.

Orientadora: Profa. Dra. Marina Amaral

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Arcas, Felipe Carlos Dias

Efeito dos desenhos de pilares protéticos de conexão cônica na manutenção do torque sob carga cíclica: estudo in vitro / Felipe Carlos Dias Arcas. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.
58 f. : il.

Dissertação (Mestrado Profissional) - Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia Aplicada à Odontologia - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.

Orientadora: Marina Amaral.

1. Implantes dentários. 2. Projeto do implante dentário-pivô. 3. Troca da plataforma do implante dentário. 4. Torque. 5. Falha de prótese. I. Amaral, Marina, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Profa. Dra. Marina Amaral (Orientadora)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Laís Regiane da Silva Concilio

Universidade de Taubaté (UNITAU)

Departamento de Odontologia

Prof. Dr. Rubens Nisie Tango

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 23 de agosto de 2022.

DEDICATÓRIA

A minha esposa Luciana e meus
filhos Davi e Mariana.

SUMÁRIO

RESUMO.....	6
ABSTRACT	7
1 INTRODUÇÃO	8
2 REVISÃO DE LITERATURA	12
2.1 Fatores que influenciam nas alterações da crista óssea peri-implantar	12
2.1.1 Espaço Biológico – o ambiente da conexão implante-pilar	12
2.1.2 Relação da plataforma do implante com o pilar protético	13
2.1.3 Tipos de conexões protéticas	14
2.1.4 Profundidade de instalação do implante – posição ápico-coronal	15
2.1.5 Conceito de pilar de tempo único - <i>one abutment - one time</i>	16
2.1.6 Altura transmucosa do pilar protético	18
2.1.7 Comportamento da interface implante-pilar protético.....	19
2.1.8 Pilar protético de duas partes com base de instalação cirúrgica	21
3 PROPOSIÇÃO	23
4 MATERIAL E MÉTODOS	24
4.1 Local de realização.....	24
4.2 Preparo dos corpos de prova.....	24
4.3 Grupos.....	30
4.4 Torque Pré-Ciclagem	31
4.5 Ciclagem Mecânica	32
4.6 Torque de Remoção Pós-Ciclagem	33
4.7 Microscopia.....	36
5 RESULTADO	40
5.1 Torque de Remoção	40
5.2 Microscopia.....	41
6 DISCUSSÃO	42
7 CONCLUSÃO	47
REFERÊNCIAS.....	48

Arcas FCD. Efeito dos desenhos de pilares protéticos de conexão cônica na manutenção do torque sob carga cíclica: estudo *in vitro* [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

Este estudo teve o objetivo de avaliar o comportamento biomecânico de um novo pilar protético dividido em duas peças (P2P) comparado a um pilar padrão de uma peça (P1P), ambos com indicação para coroas unitárias parafusadas de um sistema de implante de conexão cônica, submetidos a ciclagem mecânica. Foram utilizados vinte implantes instalados em cilindros de resina poliacetal e divididos em dois grupos: P1P para restaurações ao nível da plataforma do implante, de conexão cônica anti-rotacional e parafuso passante e P2P para restaurações ao nível de tecidos, constituído de duas peças, uma base sólida (P2P-B), de conexão cônica rotacional e um pilar sobre a base (P2P-P), de conexão hexagonal interna anti-rotacional e parafuso passante. Os corpos de prova foram testados antes e após a ciclagem mecânica (200N a 4Hz por 1×10^6 ciclos) através da verificação da manutenção do torque em N.cm por um torquímetro digital e da análise das micro fendas em μm na conexão implante-pilar por microscopia. O grupo P1P apresentou redução significativa no torque de remoção pós-ciclagem 10,57 ($\pm 3,63$) comparado ao torque pré-ciclagem 31,63 ($\pm 0,80$) e torque de remoção inicial 26,48 ($\pm 1,60$). O grupo P2P-B apresentou aumento significativo no torque de remoção pós-ciclagem 41,00 ($\pm 8,64$), comparado ao torque pré-ciclagem 31,10 ($\pm 0,62$) e torque de remoção inicial 30,12 ($\pm 2,08$), sua parte superior P2P-P apresentou redução significativa no torque de remoção pós-ciclagem 14,85 ($\pm 2,06$), comparado ao torque pré-ciclagem 21,06 ($\pm 0,50$), porém não apresentou diferença significativa com o torque de remoção inicial 15,51 ($\pm 1,18$). Na avaliação microscópica, a conexão implante-pilar nos dois grupos apresentaram micro fendas iniciais reduzidas, P1P 4,71 ($\pm 2,12$) e P2P-B 3,95 ($\pm 2,02$) as quais tiveram redução significativa após a ciclagem, P1P 0,006 ($\pm 0,001$) e P2P-B 0,005 ($\pm 0,001$). P2P apresentou comportamento biomecânico superior ao P1P nos valores de torque pós-ciclagem, nos vários momentos comparados, suportando seu uso para coroas unitárias. A interface de conexão de ambos os pilares exibiram micro fendas reduzidas sob microscopia, as quais foram praticamente eliminadas com o acoplamento produzido pela ciclagem mecânica.

Palavras-chave: Implantes dentários; Projeto do implante dentário-pivô; Troca da plataforma do implante dentário; Torque; Falha de prótese.

Arcas FCD. *Effect of conical connection prosthetic abutment designs in torque maintenance under cyclic loading: in vitro study [dissertation]*. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the biomechanical behavior of a new two-piece split prosthetic abutment (P2P) compared to a standard one-piece abutment (P1P), both indicated for screw-retained single crowns of a conical connection implant system, subjected to mechanical cycling. Twenty implants installed in polyacetal resin cylinders were used and divided into two groups: P1P for implant platform-level restorations, with an anti-rotational conical connection and through screw, and P2P for tissue-level restorations, consisting of two pieces, a solid base (P2P-B), with a rotational conical connection, and an abutment on the base (P2P-P), with an internal hexagonal anti-rotational connection and through screw. The specimens were tested before and after mechanical cycling (200 N at 4 Hz for 1×10^6 cycles) by checking the torque maintenance in N.cm by a digital torque meter and analyzing the microgaps in μm in the implant-abutment connection by microscopy. The P1P group showed a significant reduction in post-cycling removal torque 10.57 (± 3.63) compared to pre-cycling torque 31.63 (± 0.80) and initial removal torque 26.48 (± 1.60). The P2P-B group showed significant increase in post-cycling removal torque 41.00 (± 8.64), compared to pre-cycling torque 31.10 (± 0.62) and initial removal torque 30.12 (± 2.08), its top the P2P-P showed significant decrease in post-cycling removal torque 14.85 (± 2.06), compared to pre-cycling torque 21.06 (± 0.50), but showed no significant difference with the initial removal torque 15.51 (± 1.18). In the microscopic evaluation, the implant-abutment connection in both groups showed reduced initial microgaps, P1P 4.71 (± 2.12) and P2P-B 3.95 (± 2.02), which had significant reduction after cycling, P1P 0.006 (± 0.001) and P2P-B 0.005 (± 0.001). The P2P showed superior biomechanical behavior than the P1P abutment in post-cycling torque values at the various comparative times, supporting its use for single crowns. The connection interface of both abutments exhibited reduced microgaps under microscopy, which were practically eliminated with the coupling produced by mechanical cycling.

Keywords: *Dental implants; Dental implant-abutment design; Dental implant platform-switching; Torque; Prosthesis failure.*

1 INTRODUÇÃO

A substituição de dentes perdidos por próteses implanto-suportadas é amplamente aceita como opção de tratamento confiável, baseada no conceito de osseointegração proposto inicialmente por Brånemark et al. (1969). Quando realizada em clínicas de especialidade cirúrgica com rigorosa seleção de pacientes e protocolos baseados em evidências, mostra uma taxa de falha precoce muito baixa, de 0,6% (Brügger et al., 2015).

Os implantes se tornaram, portanto, rotina nas reabilitações e seu sucesso evoluiu do conceito restrito à osseointegração para também considerar sua integração ao ambiente oral incluindo os tecidos moles, os quais se tornaram foco de atenção à medida que o entendimento sobre sua integração com os implantes e pilares protéticos seria uma barreira protetora efetiva, a integração passou assim a ser vista e almejada em três frentes: óssea, tecido conjuntivo e epitélio (Kreve et al., 2016; Cinquini et al., 2022).

Tradicionalmente, um período de cicatrização submersa entre 12 e 24 semanas era requerido para a osseointegração, mas com o desenvolvimento de novos desenhos, materiais e tratamento de superfície, a estabilidade primária foi incrementada e os protocolos de restauração passaram de exclusivamente tardio para precoce e até imediato, com os benefícios de redução nas intervenções e tempo global de tratamento (Cheng et al., 2020).

Dos estudos iniciais, dois projetos principais de implantes se firmaram, o implante de duas peças, preconizado para técnica submersa, onde o topo do implante é colocado ao nível ósseo e a conexão protética ocorre após de 3 a 6 meses, em um segundo estágio cirúrgico, e o implante de uma peça, preconizado para técnica não submersa, onde o topo do implante é posicionado acima da crista óssea e, pelo próprio projeto, não requer nenhuma cirurgia secundária (Buser et al., 1999). As reações na crista óssea marginal ocorrem principalmente, no caso dos implantes de uma peça, no corpo do implante, na junção entre a área com tratamento de superfície e o transmucoso polido e no caso de implantes de duas peças, na interface implante-pilar (*microgap*), sendo a perda óssea marginal mais dependente do posicionamento dessas transições do que da técnica cirúrgica

(Hermann et al., 2000).

Esses achados nos levam a um melhor entendimento do comportamento dos tecidos duros e moles frente ao complexo implante-prótese que seria a maior afinidade dos tecidos ósseos por superfícies com rugosidade controlada (Salvi et al., 2015) e dos tecidos moles por superfícies mais lisas que não excedam o limite de $0,4\mu\text{m}$ de rugosidade, o qual aumenta a afinidade de microrganismos e o risco de doenças peri-implantares (Al Rezk et al., 2018).

Esses conjuntos de múltiplos componentes que sustentam a coroa protética, o corpo do implante e o pilar protético, são mantidos por um parafuso de retenção. A presença de um *microgap* entre as partes, causada pela tolerância na fabricação, quando submetidas as forças fisiológicas da mastigação, promovem o afrouxamento de parafusos e a reabsorção da crista óssea, ambas relacionadas à conexão (Saidin et al., 2012). As conexões do tipo cônica são uma alternativa às conexões hexagonais devido ao excelente desempenho em absorver e distribuir cargas. No entanto, por apresentar seção transversal circular, sua habilidade anti-rotacional é questionável em suportar momentos de torção resultantes do processo de mastigação (Yao et al., 2015).

Instabilidades causadas pela imprecisão na adaptação dos componentes podem causar irritação aos tecidos moles e colonização bacteriana na região (Zipprich et al., 2007), a presença bacteriana constante, ativa e sustenta a manutenção de células inflamatórias que promove a ativação de osteoclastos e pode resultar na perda óssea (Broggini et al., 2003).

Um sistema de implantes necessita de conexões estáveis com características de auto-travamento que resistam ao micromovimento e proporcione melhor desempenho sob carga biomecânica no ambiente bucal, portanto, quantificar sua estabilidade sob aplicação de forças e mensurar sua adaptação é fundamental para o conhecimento do comportamento e limites de cada sistema. (Kofron et al., 2019).

As coroas unitárias são um desafio biomecânico ainda maior, retidas por cimentação ou parafusamento, embora não haja consenso entre o método mais vantajoso, diversos são os estudos que demonstram a relação das coroas parafusadas com menos complicações biológicas na região peri-implantar (Sailer et al., 2012; Vigolo et al., 2012). A presença de cimento residual é o principal fator

associado às complicações biológicas das coroas cimentadas, pois a dificuldade de limpeza aumenta com a maior profundidade gengival da margem da restauração (Linkevicius et al., 2011, 2013b), além disso, o tipo do cimento também afeta a efetividade na remoção dos excessos (Hidalgo et al., 2021) e em pacientes com histórico de periodontite há maior probabilidade de desenvolver doenças peri-implantares desencadeadas pela presença de resíduos de cimento (Linkevicius et al., 2013a).

As coroas parafusadas têm a característica de reversibilidade, facilidade de desconexão frente à processos inflamatórios, possibilidade de reaperto ou substituição do parafuso, tais coroas podem ser parafusadas de duas formas, diretamente sobre os implantes ao utilizar pilares protéticos integrados às coroas através de fundição ou cimentação extraoral ou separadas, sobre intermediários protéticos previamente instalados sobre os implantes (Fernández et al., 2020).

O uso de intermediários protéticos promove a alteração do nível de trabalho da conexão implante-pilar para o nível de tecidos moles, resultando em uma área mais limitada de manipulação tecidual e desde sua instalação deixa livre de distúrbios a área mais apical próxima à plataforma do implante, promovendo condições mais adequadas à adesão dos tecidos moles ao transmucoso (Abrahamsson et al., 2003), porém, intermediários para prótese parafusada não apresentavam em sua maioria características anti-rotacionais e eram limitados em opções, dificultando seu uso e restringindo a técnica parafusada com intermediários apenas para próteses totais e parciais, até que recentemente alguns fabricantes incluíram em seus portfólios opções para casos unitários (Canullo et al., 2020).

Comparações do comportamento da crista óssea marginal entre implantes de nível ósseo nos quais o transmucoso faz parte do pilar protético, com implantes de nível de tecidos moles nos quais o transmucoso é integrado ao implante são bem descritas na literatura e favoráveis aos implantes de nível de tecidos, menor perda óssea e maior estabilidade do primeiro ponto de contato entre o osso e o implante é observada em acompanhamentos desde a instalação cirúrgica até após a fase de reabilitação protética (Ho et al., 2016).

Presumiu-se, portanto, em implantes de nível ósseo, que a instalação do pilar protético definitivo no ato cirúrgico para não mais ser removido poderia ser um benefício ao mover os procedimentos da fase protética do nível ósseo para o nível

de tecidos moles, tanto em rebordos cicatrizados (Degidi et al., 2011) quanto em alvéolos pós extração (Degidi et al., 2014). A técnica embora bem descrita com a utilização de pilares para cimentação, é pouco documentada com coroas parafusadas, as quais se tornaram o padrão contemporâneo nas reabilitações (Lambrechts et al., 2021), além de nem sempre o planejamento cirúrgico prever ou permitir a colocação de um pilar com uma projeção externa aos tecidos moles, no ato da cirurgia.

Em casos em que a des/reconexão dos pilares protéticos é inevitável, como em coroas unitárias, que requerem um condicionamento tecidual mais meticuloso, adotar protocolos que minimizem o número de intervenções deve ser considerado (Koutouzis et al., 2017).

Uma variação recente desse conceito é o pilar protético dividido em duas peças com uma base gengival de instalação cirúrgica (Clavijo et al., 2020), criado na intenção de evitar a manipulação protética repetidas vezes, a qual é associada com alterações dimensionais nos tecidos duros e moles peri-implantares, traz vantagens biológicas ao tratamento (Becker et al., 2012), porém a presença de uma conexão cônica, no caso de alguns fabricantes, sem a característica de indexação, pode acarretar um problema mecânico pelo possível comportamento rotacional não desejável para elementos unitários (Yao et al., 2015).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fatores que influenciam nas alterações da crista óssea peri-implantar

A estabilidade óssea em torno dos implantes dentários é um dos principais e mais importantes fatores para o sucesso do tratamento com implantes, obter um resultado positivo a longo prazo devido à manutenção do osso marginal proporciona conforto e satisfação para profissionais e pacientes, portanto, é necessário conhecer as possíveis causas de perda da estabilidade da crista óssea e usar todos os métodos para evitar sua reabsorção (Linkevicius, 2018).

A remodelação óssea precoce se inicia com a colocação do implante e é dependente de fatores locais como a espessura inicial dos tecidos moles e qualidade óssea, fatores relacionados à técnica como o protocolo de fresagem, trauma cirúrgico e posição do implante, intercorrências na fase de cicatrização como possíveis infecções, além de características do sistema de implantes, como seu desenho, tratamento de superfície e geometria de conexão, características do pilar protético e seu protocolo de conexão, também do tipo de material restaurador empregado, ou seja, um grande desafio considerando ainda o meio ambiente bucal e sua constante exposição à micro-organismos (Fabbri et al., 2021).

2.1.1 Espaço Biológico – o ambiente da conexão implante-pilar

O epitélio peri-implantar desenvolve-se a partir do epitélio oral, o qual, pela perda dentária, não apresenta todas as características de um epitélio juncional. Em um modelo animal, notou-se mais células proliferativas, menor expressão de proteínas de adesão e mais células inflamatórias no tecido conjuntivo subjacente, ou seja, embora histologicamente semelhante, o epitélio peri-implantar é um tecido cronicamente inflamado e que não apresenta um nicho de células-tronco, características que colocam sua função de barreira abaixo do ideal (Yuan et al.,

2021).

Definido pela distância do topo da mucosa peri-implantar até o primeiro contato osso-implante, o espaço biológico consiste em epitélio (sulcular e juncional) e tecido conjuntivo fibroso, sua medida varia entre 3 e 4mm, se forma através de eventos regulares e sequenciais como um mecanismo de defesa contra bactérias e influencia diretamente a remodelação do tecido mole e duro ao redor de implantes (Miura et al., 2021).

A influência da espessura vertical da mucosa na formação do espaço biológico foi estudada em cães, onde implantes dentais foram instalados em tecidos moles normais (4mm) e reduzidos cirurgicamente (≤ 2 mm), no lado da mucosa fina, o padrão de cicatrização incluiu reabsorção e formação de defeito ósseo, demonstrando que uma quantidade mínima de mucosa peri-implantar se estabelece para proteger a osseointegração (Berglundh, Lindhe, 1996).

Uma série de fatores além dos biológicos, como a presença de microgap entre o implante e pilar protético, a posição dessa junção, seu comportamento em função, se o colar do implante é polido ou tem tratamento de superfície, dentre outros, podem influenciar na formação e manutenção do selamento dos tecidos moles ao redor de implantes (Linkevicius et al., 2009).

2.1.2 Relação da plataforma do implante com o pilar protético

A relação do diâmetro do pilar protético com a plataforma do implante tem um papel central na remodelação da crista óssea marginal, pois sua conexão forma uma fenda próxima à superfície do osso nos implantes de nível ósseo (Jung et al., 2008).

Quando implantes e pilares apresentam diâmetros iguais, sua conexão é chamada de plataforma-matching (plataforma correspondente/coincidente), já quando os pilares apresentam diâmetro reduzido em relação ao implante, sua conexão é chamada de plataforma-switching (plataforma trocada/alterada), esse deslocamento da conexão implante-pilar mais para dentro da borda do implante aumenta o espaço biológico horizontalmente (Gracis et al., 2020).

Além da criação de espaço, a presença de um infiltrado inflamatório estaria ainda mais ao centro e distante da margem óssea e a concentração de tensão se deslocaria para o eixo axial do implante (Elemek et al., 2019).

O papel da posição do microgap na remodelação óssea peri-implantar aponta que o conceito de plataforma-switching pode reduzir a reabsorção do osso da crista peri-implantar e aumentar a previsibilidade a longo prazo da terapia com implantes (Cappiello et al., 2008), com uma quantidade histológica mínima de perda óssea, de 5 a 6 vezes menor em relação a uma conexão de diâmetro coincidente (Cochran et al., 2009).

Porém a perda óssea ao redor dos implantes é regida por um conjunto de fatores integrados e não apenas a colocação de implantes de acordo com o conceito de plataforma-switching, o qual tem seu papel, porém difícil de ser isolado e quantificado (Romanos, Javed, 2014).

2.1.3 Tipos de conexões protéticas

Diversas geometrias de conexão foram desenvolvidas com diferentes características, sempre objetivando a manutenção da estabilidade na interface implante-prótese, mas basicamente duas geometrias de conexão estão disponíveis, as externas e as internas (Goiato et al., 2015).

O sistema de hexágono externo, por apresentar pouco comprimento de contato entre as partes, permitia algum grau de rotação e criava alta tensão na conexão, com altas taxas de afrouxamento de parafusos. Os sistemas de hexágono interno surgiram como uma evolução, com o objetivo de aumentar a estabilidade nas conexões através de uma melhor distribuição de forças, principalmente em situações unitárias (Maeda et al., 2006).

A conexão cônica é um tipo de conexão interna onde o pilar (componente macho) é fixado ao implante (componente fêmea) pela fricção mecânica dos dois cones de ângulos correspondentes, apesar do travamento mecânico ser suficientemente forte, as empresas implementaram retenção por parafusos e sistemas anti-rotacionais, resultando em menos complicações mecânicas e maior

preservação do torque comparado as conexões hexagonais externas e internas (Vinhas et al., 2020).

As complicações técnicas mais comuns para coroas unitárias sobre implantes são o afrouxamento e fratura dos parafusos, independentemente do tipo da conexão (Sailer et al., 2022).

A conexão protética tem ainda a função de preservar e proteger a plataforma do implante evitando sua deformação ou fratura, o que seria considerado a falência completa do tratamento (Coppedê et al., 2009).

2.1.4 Profundidade de instalação do implante – posição ápico-coronal

Toda vez que um implante é colocado, uma série de decisões são tomadas, entre elas, o desenho do implante, a técnica cirúrgica, o tempo de carga e tipo de restauração pretendida. Estas decisões são baseadas na anatomia local, no espaço restaurador disponível e em fatores inerentes ao profissional como sua formação educacional, experiência, preferência pela marca, custo e acesso aos materiais (Ganeles et al., 2021).

A porção coronal de um implante de nível ósseo, chamada de pescoço do implante, afeta e limita sua profundidade de instalação, tal área compreende a região oclusal da conexão protética e os primeiros 3mm laterais do corpo. Quanto à sua forma podem ser: retos, convergentes ou divergentes, ou seja, de mesmo tamanho, menores ou maiores que o corpo do implante respectivamente. Implantes de pescoço divergente deveriam ter essa parte lisa e serem usados apenas acima da crista óssea, implantes com pescoço reto e convergente poderiam ser instalados ao nível ou abaixo da crista óssea (Gracis et al., 2020), desde que consideradas sua textura de superfície, presença ou não de micro roscas e sulcos (Shin et al., 2006), e a estabilidade da conexão (King et al., 2002).

A perda óssea marginal ao redor de implantes foi influenciada pelas diferentes profundidades de instalação em relação à crista óssea (supracrestal, crestal e subcrestal) e o tipo de plataforma (matching e switching) sendo a posição crestal a que apresentou maior perda óssea em ambas as plataformas, o grupo de plataforma

switching apresentou menor perda óssea na posição subcrestal (Veis et al., 2010).

Em uma conexão cônica com plataforma-switching, implantes colocados ao nível ósseo, 1 mm e 2 mm subcrestais apresentaram maior perda óssea nas posições subcrestais, porém limitada à área acima do nível da plataforma do implante (Koutouzis et al., 2013b).

A posição subcrestal do implante reduz as chances de exposição de roscas e minimiza problemas estéticos embora a perda óssea linear seja semelhante à de implantes instalados em outras profundidades (Ercoli et al., 2017; Froum et al., 2018; Pellicer-Chover et al., 2019).

Com relação aos tecidos moles, na presença de um tecido fino, uma colocação subcrestal do implante deve ser preferida, pois pode reduzir a probabilidade de o implante ficar exposto no futuro e minimizar, além de problemas estéticos, o risco da instalação de patologias peri-implantares (Palacios-Garzón et al., 2019).

A preferência crescente pela posição subcrestal na instalação de implantes trouxe como consequência o aumento no comprimento dos conjuntos implante-pilar-coroa. Diferentes alturas protéticas unitárias não tiveram impacto nas taxas de sobrevivência de implantes ou pilares, quando submetidos a ciclagem mecânica, porém, tal aumento influenciou no desenvolvimento de deformações e trincas na região da conexão, tanto no pescoço do implante quanto no pilar protético (Bagegni et al., 2021).

2.1.5 Conceito de pilar de tempo único – one abutment - one time

O conceito one abutment - one time visa proporcionar um ambiente de cicatrização favorável e sem distúrbios na crista óssea e tecido conjuntivo mais profundo, pois elimina as diversas desconexões de cicatrizadores e pilares ao longo do processo de execução protética (Canullo et al., 2010)

Experimentos com animais demonstraram que uma série de cinco desconexões e reconexões de pilares comprometeram a barreira mucosa e promoveram uma zona de tecido conjuntivo com migração para uma posição mais

apical, além da observação de perda óssea adicional quando comparada ao grupo controle que não sofreu as mesmas desconexões (Abrahamsson et al., 1997).

Alguns estudos falharam em provar a superioridade da instalação de pilares definitivos no ato cirúrgico, pois apesar de apresentarem perda óssea marginal mínima, foram similares aos implantes submetidos à duas des/reconexão, as quais não causaram mudanças dimensionais negativas na mucosa peri-implantar (Koutouzis et al., 2013a), três desconexões também não foram capazes de influenciar alterações nos tecidos duros e moles (Praça et al., 2020) mesmo em áreas com menos de 2mm de mucosa queratinizada (Bressan et al., 2017), embora esses números de des/reconexões possam não refletir a realidade clínica cada vez mais meticulosa na manipulação dos tecidos moles para a formação de um perfil de emergência que transicione do desenho circunferencial do implante para a correta anatomia natural da região cervical do dente (Su et al., 2010; Gomez-Meda et al., 2021).

Atieh et al. (2017) em uma revisão sistemática compararam pilares definitivos (PDs) no protocolo one abutment - one time com cicatrizadores e pilares provisórios (PPs) na técnica convencional com des/reconexões, a perda óssea marginal foi mais acentuada nos PPs com diferenças estatisticamente significativas, mesmo quando as análises foram limitadas somente aos PPs removidos apenas uma ou duas vezes, as alterações nos níveis de tecidos moles também seguiram o mesmo padrão, embora sem diferenças significativas, já quanto as complicações biológicas, as mesmas tiveram sua maior incidência nos PPs antes das restaurações definitivas. Os pilares definitivos parecem ser uma alternativa viável aos cicatrizadores e pilares provisórios no momento da implantação, porém, tais alterações favoráveis tem ainda significado clínico incerto e devem ser vistas com cautela.

A perda óssea vertical em implantes submetidos à carga imediata usando o protocolo de um pilar definitivo instalado em tempo único apresentaram menos perda óssea vertical peri-implantar comparados aos implantes tratados com des/reconexões dos pilares, especificamente em implantes de conexão cônica e pilares plataforma-switching (Erhan Çömlekoğlu et al., 2018; Santos et al., 2018; Rath et al., 2022).

2.1.6 Altura transmucosa do pilar protético

Blanco et al. (2018) isolando a variável da espessura vertical da mucosa ao selecionar apenas casos com mínimo de 3mm observaram que a altura do pilar foi um fator importante para manter o nível ósseo interproximal na cicatrização precoce de implantes, pois pilares curtos (1mm) levaram a uma maior perda óssea em comparação com pilares longos (3mm) após 6 meses de acompanhamento.

Em implantes de nível ósseo, o uso de pilares protéticos mais longos, acima de 2mm, auxiliou na redução da perda óssea marginal nos estágios precoces da remodelação que ocorrem no primeiro ano em função, entretanto, as evidências foram insuficientes para perda óssea tardia. Para implantes de nível de tecido, não se pôde correlacionar a perda óssea em ambos os estágios, visto que o transmucoso está integrado ao implante e a perda óssea sofre influência da profundidade de instalação do implante (Chen et al., 2019).

Ríos-Santos et al. (2020) ao avaliar o conceito one abutment - one time perceberam que a altura do pilar protético teve influência estatisticamente significativa e que houve maior perda óssea peri-implantar usando pilares de 1mm em comparação ao uso de pilares de 2mm de altura transmucosa.

Um ensaio clínico controlado randomizado e multicêntrico comparou pilares de 1 e 3mm em implantes de hexágono interno e plataforma-switching, instalados ao nível da crista óssea com diferentes espessuras vertical de mucosa (+ ou - de 2mm), a perda óssea marginal foi mensurada por radiografias periapicais e acompanhadas por 18 meses após a reabilitação. Os implantes com pilares de 1mm apresentaram maior perda óssea comparados aos implantes com pilares de 3mm, a espessura vertical da mucosa teve uma influência limitada comparada ao papel dos pilares (Spinato et al., 2020).

Em locais com mucosa fina, a associação de implantes em posição subcrestal e instalação imediata de pilares com alturas mais longas, levou a uma perda óssea marginal peri-implantar reduzida em comparação ao uso de pilares curtos, mostrando-se uma opção favorável de tratamento (Pico et al., 2019; Borges et al., 2021).

O uso de pilares com transmucosos mais longos e o consequente

incremento na relação implante-coroa, aumentou consideravelmente a tensão sobre pilares e parafusos, cerca de 250% sobre o pilar e 40% sobre o parafuso, comparados a conjuntos mais curtos, em um sistema de implantes de conexão cônica, afetando negativamente seu comportamento biomecânico (El-Sheikh et al., 2018; Bordin et al., 2019).

2.1.7 Comportamento da interface implante-pilar protético

As conexões externas e internas têm diferentes características mecânicas, biológicas e estéticas com superioridade da conexão cônica por sua alta estabilidade mecânica (Goiato et al., 2015).

A micro movimentação entre implantes e pilares depende do projeto da conexão, pilares de conexões cônicas com o acréscimo de alguma geometria anti-rotacional, como hexágono ou octógono, mostraram menor micro movimentação, mas com tendência de estresse concentrado nos vértices existentes, o que aumentou o risco de micro fraturas e formação de micro fendas, já os pilares de conexão cônica pura apresentaram micro movimentação levemente superior devido à sua liberdade rotacional, em compensação, sua distribuição de estresse foi a mais uniforme, principalmente na porção mais crítica da conexão, a borda externa (Saidin et al., 2012).

Além das margens externas das conexões, as superfícies internas de contato entre pilar e implante e as áreas de espaços vazios devem ser consideradas, pois podem servir de reservatório para bactérias, ou seja, diferentes conexões podem apresentar diferentes comportamentos quanto à penetração e manutenção de bactérias, tais espaços podem ainda produzir uma distribuição desfavorável de forças com aumento da tensão sobre os componentes da conexão e osso circundante (Scarano et al., 2016).

Abertura e fechamento na junção implante-pilar ocorreram sob cargas e foram observadas em filmagens de Raios-X, tais fendas, poderiam permitir uma conexão direta entre o interior do implante e os tecidos peri-implantares, com potencial risco de contaminação desses tecidos. As conexões cônicas

demonstraram uma formação reduzida de fendas e baixo nível de micromovimentos em comparação com conexões planas de plataforma coincidente e fendas horizontais, durante carga dinâmica de 200N (Zipprich et al., 2018).

Sob carga axial simulada, a força de remoção de pilares de um sistema de implantes de conexão cônica tendeu a aumentar à medida que o deslocamento axial dos pilares ocorreu para o interior dos implantes observado pelo encurtamento dos conjuntos implante-pilar, conseqüentemente, houve perda de torque dos parafusos dos pilares como resultado dessa maior adaptação dos conjuntos (Hsu et al., 2018). Normalmente o torque de afrouxamento de um parafuso de uma conexão cônica é menor do que seu torque de aperto, a maior parte da carga de aperto é transferida para a seção cônica do pilar, e em certas situações, a pré-tensão no parafuso pode chegar a zero (Bozkaya, Müftü, 2005).

Em um outro estudo *in vitro* com o objetivo de testar a capacidade de acoplamento entre implantes e pilares de conexão cônica de 10 graus e indexação hexagonal, após repetidas conexões e torques, diferenças foram encontradas entre as medidas dos conjuntos implante-pilar e aumento na força de remoção dos pilares, observou-se um melhor acoplamento da interface implante-pilar, dada provavelmente pela redução da fricção em pontos de interferência, aumentando a área de contato entre as superfícies, tal desempenho mostrou a estabilidade da conexão híbrida com a possibilidade de fundir a simplicidade clínica do hexágono interno e a segurança da conexão cônica (D'Addazio et al., 2021).

Em próteses, as complicações podem ser divididas em técnicas ou mecânicas, sendo as técnicas relacionadas as peças fabricadas em laboratório como as supra estruturas e cerâmicas de revestimento e as mecânicas relacionadas com as partes pré-fabricadas, como os implantes e pilares protéticos (Salvi et al., 2009).

Embora a fratura do parafuso do pilar protético seja menos frequente, seu afrouxamento permanece como o problema mecânico mais incidente, com uma taxa acumulada de 8,8% em 5 anos (Jung et al., 2012), no entanto, apesar de grandes melhorias, ainda não foi encontrada uma solução de longo prazo que elimine o afrouxamento dos parafusos e esse risco deve ser levado em consideração no planejamento do tratamento (Sailer et al., 2022).

Em uma conexão cônica, o torque do pilar gerado para promover a interface

de contato entre implante e pilar, induziu tensões entre os componentes, aumentando a probabilidade de falha durante a função, a deformação no ombro do implante foi a principal razão para a fratura do parafuso do pilar, portanto, além do bom acoplamento da conexão, melhorar a resistência estrutural do implante é necessária para garantir a segurança do sistema (Chang et al., 2022).

Implantes com conexão cônica híbrida, ou seja, que possuem uma interface cônica com uma base anti-rotacional, podem receber pilares cônicos indexados de parafuso passante ou pilares sólidos rotacionais apenas cônicos, um sistema com index hexagonal e um com index octogonal foram testados e após serem submetidos a cargas verticais estáticas de 700N demonstraram torque de remoção inferior para os pilares de parafuso passante e superior para os pilares sólidos (Kim, Lim, 2020).

2.1.8 Pilar protético de duas partes com base de instalação cirúrgica

Uma variação recente do conceito one abutment - one time é o pilar protético dividido em duas peças, uma base com a altura gengival do pilar, que pode ser de instalação cirúrgica e uma parte superior, de desenhos variáveis, para retenção da coroa protética. Seu fundamento é favorecer a cicatrização e proporcionar adesão aos tecidos moles sem posteriores distúrbios na crista óssea e tecido conjuntivo mais profundo e ao mesmo tempo ter a oportunidade de personalização do perfil de emergência a partir do nível da base e de forma parafusada. (Clavijo et al., 2020).

Fabbri et al. (2021) descrevem a ideia e concepção do pilar On1 (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia), como sendo um sistema que protege o selamento do tecido mole desde a colocação do implante e evita alguns problemas da técnica one abutment - one time ou de implantes a nível de tecido. O conceito é baseado no uso de uma base On1, indexada e com parafuso passante, instalada sobre o implante na cirurgia e não mais desconectada, sobre a base, um cicatrizador ou pilar provisório que depois será trocado pelo pilar final. A técnica eleva a interface protética para o nível do tecido mole, de modo que a margem óssea e o tecido conjuntivo sejam protegidos e preservados durante a fase de cicatrização e todos os

procedimentos restauradores, também simplifica os passos clínicos e técnicos, além de reduzir o desconforto do paciente durante as etapas do tratamento por sua posição mais coronal.

Indicado para ser posicionada com a borda superior pelo menos 1mm acima da margem óssea, o pilar Connect (MIS Implant Technologies Ltd., Bar-Lev Industrial Park, Israel), dividido em duas partes, incorpora características importantes para a manutenção da crista óssea, como o conceito de plataforma switching, liberdade de instalação subcrestal do implante, conexão cônica, pilar sólido sem emendas, conexão indexada ao topo para coroa unitárias, perfil de emergência estreito e superfície anodizada adequada à adesão dos tecidos moles, além da coloração dourada para mimetizar com os tecidos moles (Bichacho, Feraru, 2019).

Linkevicius et al. (2021) em um ensaio clínico controlado randomizado destacam que diferentemente da On1, a base Connect apresenta um perfil mais estreito, melhor para acomodação dos tecidos moles e por ser sólida sem parafuso passante, teria menos possibilidade de contaminação bacteriana e subsequente inflamação tecidual.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi verificar o torque de remoção e a presença de micro fendas na conexão de dois tipos de pilares protéticos indicados para coroas unitárias parafusadas de um sistema de implantes de conexão cônica, antes e após ciclagem mecânica.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Local de realização

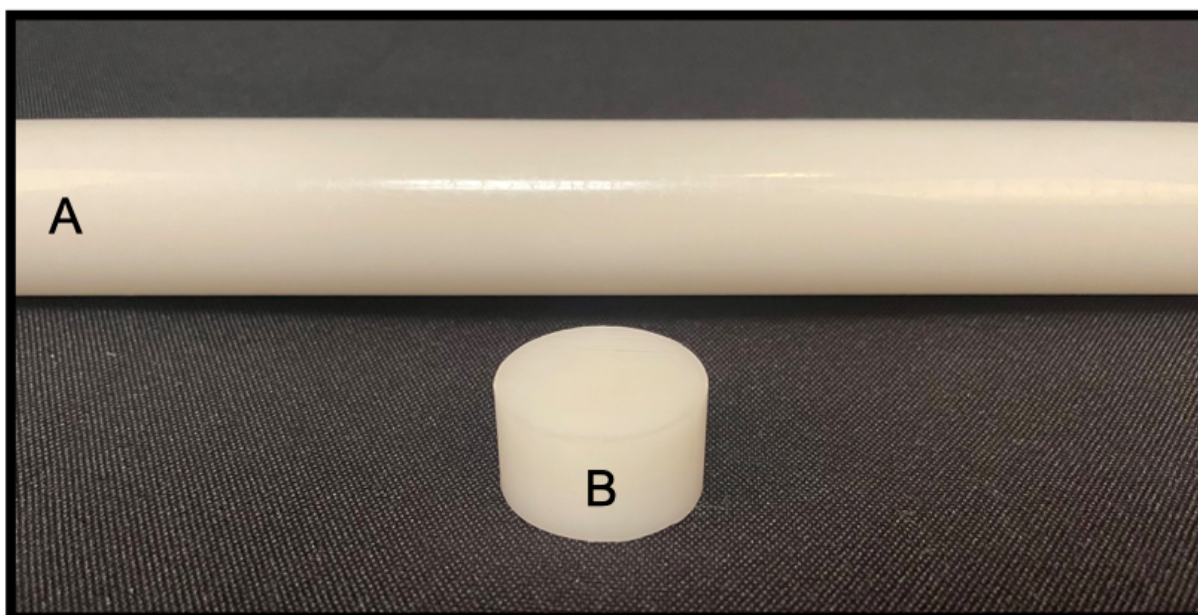
O preparo dos corpos de prova e todos os testes foram realizados no laboratório de Materiais Odontológicos e Prótese Dentária do ICT-UNESP São José dos Campos.

4.2 Preparo dos corpos de prova

Para o desenvolvimento desse estudo foram utilizados vinte corpos de prova, cada um composto por uma base de resina com implante instalado, os quais receberam um dos dois tipos de pilares protéticos testados, sobre os pilares uma semiesfera metálica retida por fricção foi instalada com a finalidade de simular a coroa protética e receber carga do processo de ciclagem mecânica.

As bases foram confeccionadas a partir de uma barra de Poliacetal Copolímero (Ensinger, São Leopoldo-RS, Brasil) com 25mm de diâmetro e cortados em alturas de 15mm (Figura 1) em um torno. Nesta fase receberam uma marcação central para facilitar a etapa subsequente de perfuração. A seleção do material foi baseada nas especificações da norma ISO 14801:2016 que recomenda materiais com um módulo de elasticidade acima de 3GPa.

Figura 1 – Base dos corpos de prova

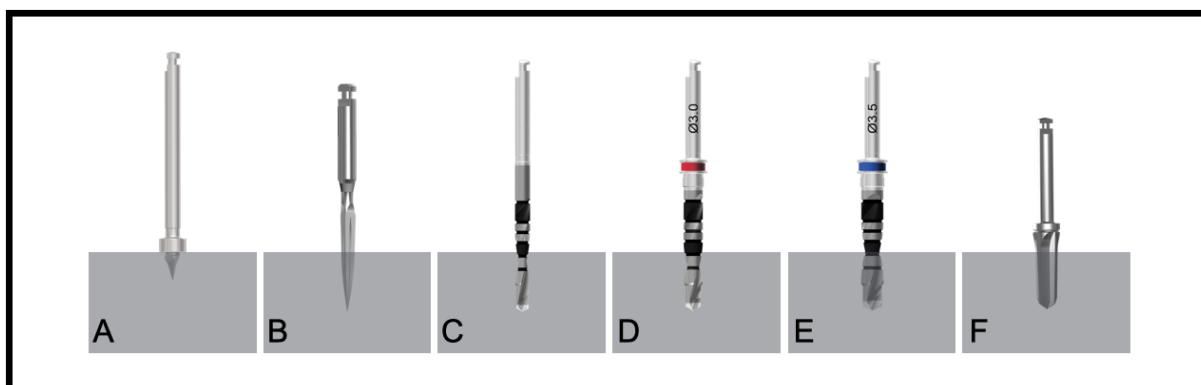


Legenda: a) barra de poliacetal copolímero com 25mm de diâmetro; b) base cortada em 15mm de altura.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Cada base foi perfurada em seu centro com as brocas do sistema de implantes, seguindo o protocolo recomendado pelo fabricante (Figura 2). Para garantir que cada perfuração fosse realizada verticalmente e que as amostras fossem padronizadas, uma furadeira de bancada com uma base personalizada presa à base original foi utilizada, de forma que somente os discos fossem trocados (Figura 3), as perfurações foram feitas com rotação de 600rpm em uma profundidade de 8,5mm.

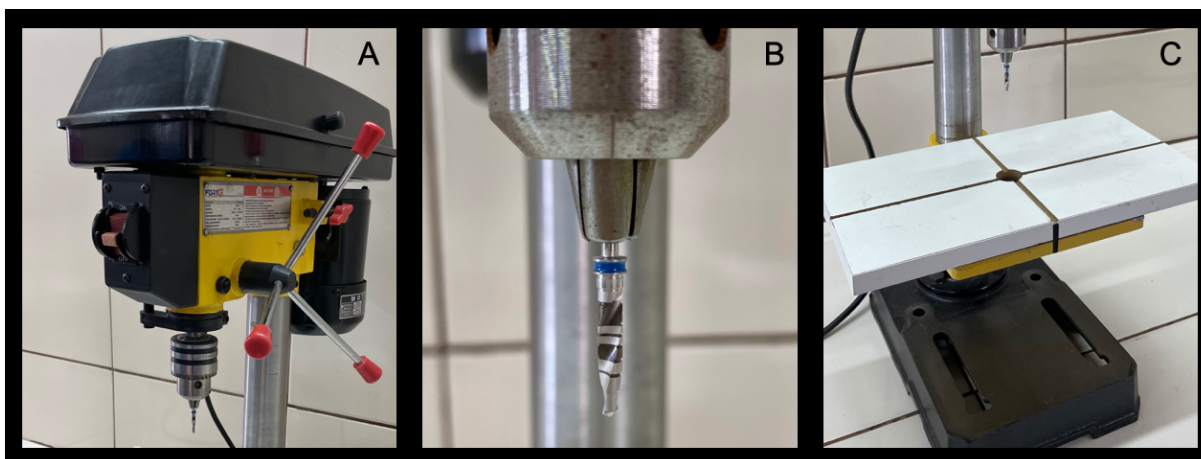
Figura 2 – Sequência de brocas para a perfuração das bases



Legenda: a) broca de marcação; b) broca lança; c) broca helicoidal 2,4mm; d) broca helicoidal 3,0mm; e) broca helicoidal 3,5mm; f) broca final cônica de 3,5mm para 4,0mm.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 3 – Furadeira adaptada



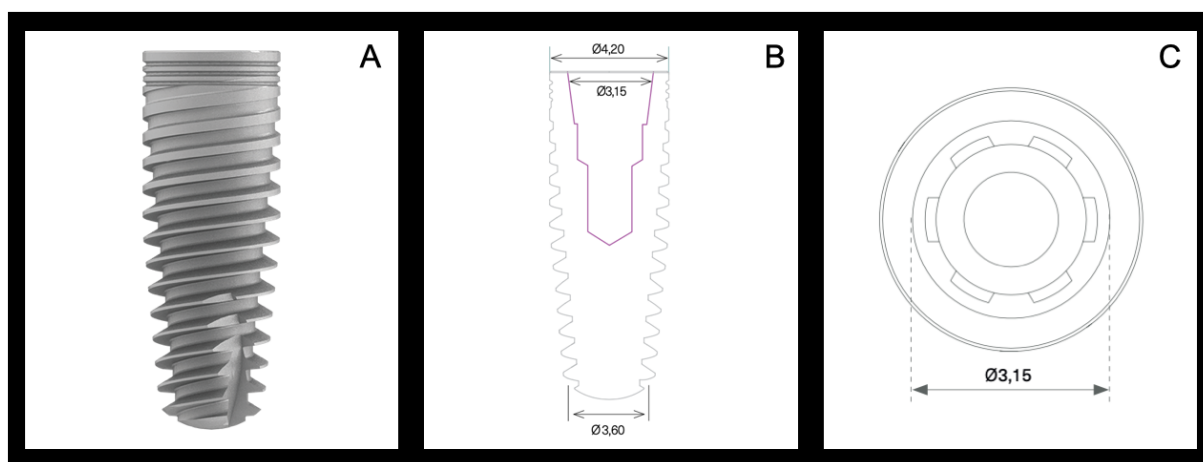
Legenda: a) furadeira de bancada; b) detalhe da broca posiciona; c) suporte personalizado para encaixe do disco de poliacetal preso na base da furadeira.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Implantes modelo C1 (MIS Implant Technologies Ltd., Bar-Lev Industrial Park, Israel), plataforma regular de conexão cônica indexada, 4,2mm de diâmetro e 11,5mm de comprimento (Figura 4) foram inseridos com contra-ângulo redutor 20:1 e finalizados com torquímetro, nos orifícios das bases de poliacetal, pela diferença entre a profundidade de perfuração e o comprimento dos implantes, as posições finais ficaram com as bordas dos implantes 3,0mm acima da margem da resina, de

acordo com a norma ISO 14801:2016, esses 3,0mm de margem exposta foram conferidos com sonda milimetrada (Hu-Friedy Mfg. Co., Chigago-IL, USA), a média de torque de inserção dos implantes foi de 55N.cm respeitando o limite preconizado pelo fabricante de 60N.cm (Figura 5).

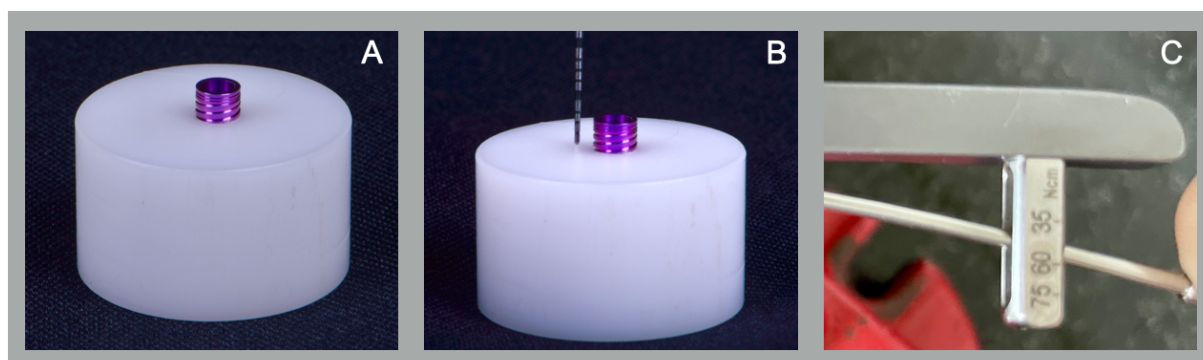
Figura 4 – Características e medidas do implante C1



Legenda: a) macrogeometria do implante C1; b) diâmetros da cervical, da conexão e ápice do implante; c) vista oclusal da conexão cônica indexada de plataforma regular (SP).

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5 – Implante instalado na base de poliacetal



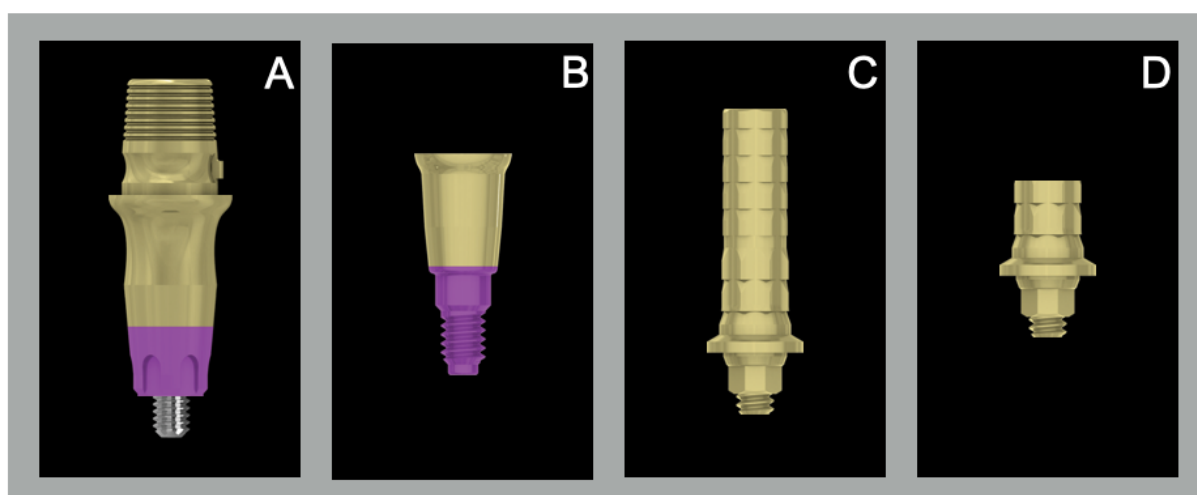
Legenda: a) implante posicionado na base de poliacetal; b) checagem do posicionamento da borda exposta com sonda milimetrada; c) torque de inserção do implante.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Dois pilares protéticos foram utilizados nesse estudo, originais da marca dos implantes (MIS Implant Technologies Ltd., Bar-Lev Industrial Park, Israel) e indicados para situações unitárias:

- Pilar de uma peça (P1P), nome comercial TiBase, de conexão cônica, index anti-rotacional e parafuso passante, altura de transmucoso de 3,0mm;
- Pilar de duas peças (P2P), nome comercial Connect, constituído de uma base sólida (P2P-B) de conexão cônica rotacional, altura de transmucoso de 3,0mm e um pilar sobreposto (P2P-P) anti-rotacional hexagonal interno retido por parafuso passante, que teve sua altura de retenção de coroa personalizada em 4,0mm, mesma altura do P1P (Figura 6).

Figura 6 – Pilares protéticos utilizados no estudo



Legenda: a) pilar de uma peça P1P; b) base do pilar de duas peças P2P-B; c) pilar sobreposto P2P-P; d) pilar sobreposto P2P-P personalizado em 4mm de altura.

Fonte: Elaborado pelo autor a partir de imagens de material da empresa MIS Implants.

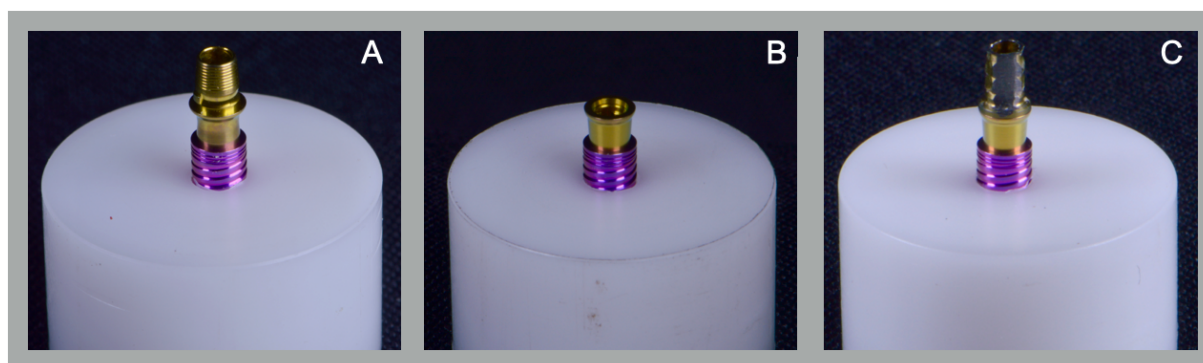
Divergências na nomenclatura dos pilares ocorrem e frequentemente pilar de uma peça é um termo usado para se referir à um pilar sólido rotacional e pilar de duas peças para designar pilares anti-rotacionais onde a segunda peça seria o parafuso passante, principalmente quando considerada a nomenclatura comercial originária dos catálogos dos fabricantes (Firouz et al., 2017; Kim, Lim, 2020).

A nomenclatura nesse trabalho não considera o parafuso passante, mas

apenas a unidade do pilar, portanto, pilar de uma peça para a unidade do TiBase e pilar de duas peças para o Connect que tem efetivamente sua unidade dividida na junção entre a altura de retenção de coroa e a altura gengival transmucosa.

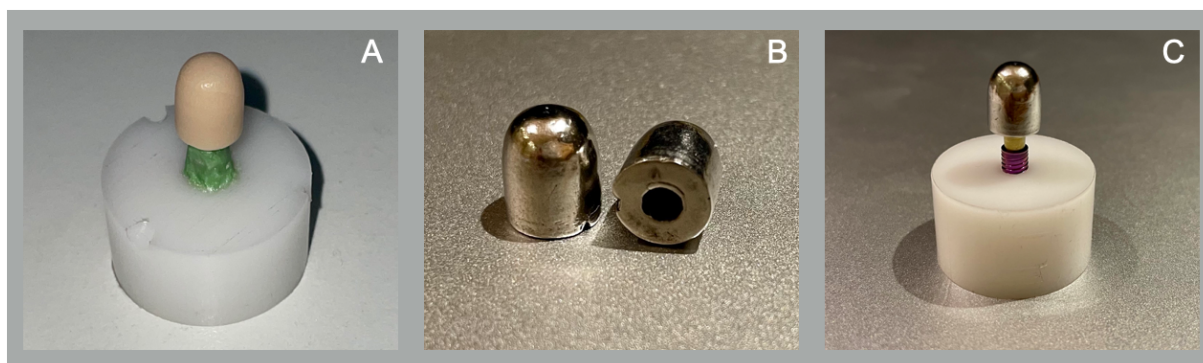
Os pilares foram instalados com torque manual sobre os implantes (Figura 7), semiesferas metálicas foram enceradas e fundidas em Níquel-Cromo (Figura 8) de modo que seu centro apresentasse distância de 8mm da borda do implante quando posicionadas sobre os pilares, de acordo com os parâmetros da norma ISO 14801:2016 (Figura 9).

Figura 7 – Pilares instalados nos implantes



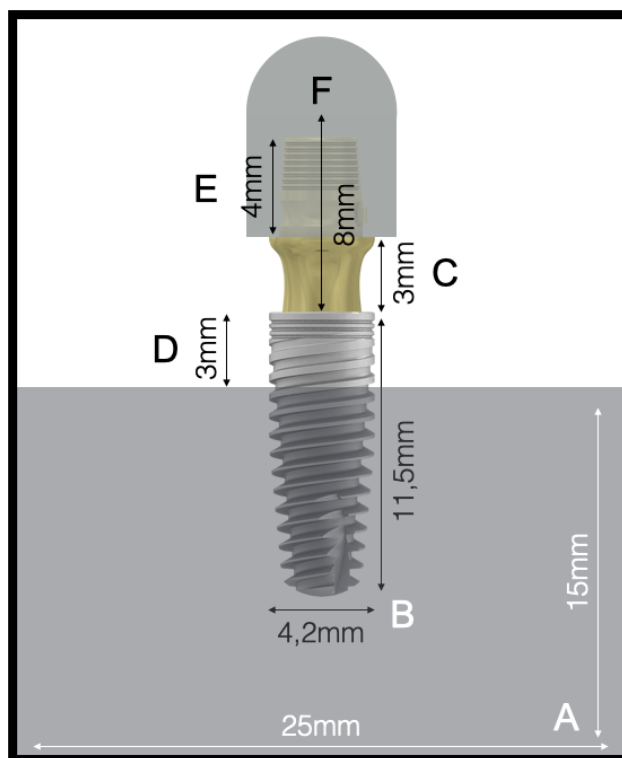
Legenda: a) P1P; b) P2P-B; c) P2P-B com P2P-P personalizado em 4mm de altura.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 8 – Corpo de prova



Legenda: a) padrão em cera da semiesfera para fundição; b) semiesferas metálicas fundidas; c) conjunto dos elementos do corpo de prova montados.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 – Representação esquemática do corpo de prova, suas medidas e distâncias



Legenda: a) medidas da base; b) medidas do implante; c) medida do transmucoso do pilar protético; d) altura de retenção do pilar protético; e) medida da exposição do implante para fora da base; f) distância da plataforma do implante ao centro da coroa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.3 Grupos

Os corpos de prova foram divididos em 2 grupos, segundo o tipo de pilar protético que se conecta ao implante, P1P e P2P-B. Baseado na literatura recente com metodologia semelhante (Hsu et al., 2018; Sammour et al., 2019; Jacobs et al., 2022) e cálculo amostral realizado, considerando distribuição normal, intervalo de confiança de 95%, o n sugerido foi 5.

Diante da possibilidade de perda de amostras durante a ciclagem e o estudo terminar com n inferior ao sugerido e pela capacidade do equipamento em receber 10 amostras por vez, aumentamos o n para 10. O poder do teste nesse cenário foi de 1.

4.4 Torque Pré-Ciclagem

Os corpos de prova foram presos individualmente em um suporte tipo morsa para receber a sequência de torques, realizada com torquímetro digital modelo TQ-680 (Instrutherm, São Paulo-SP, Brasil) acoplado as chaves específicas de cada pilar (Figura 10).

Figura 10 – Elementos utilizados para os testes de torque



Legenda: a) corpo de prova preso ao suporte; b) torquímetro digital; c) conjunto montado em medição.

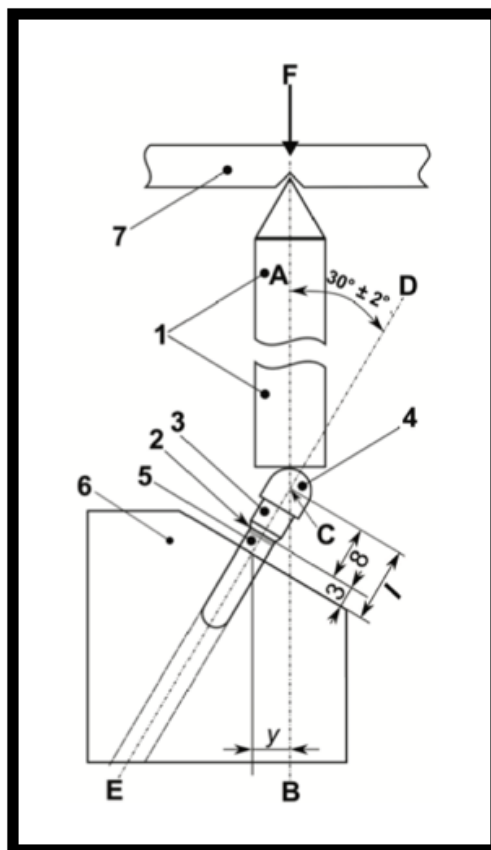
Fonte: Elaborado pelo autor.

O torque recomendado pelo fabricante é de 30N.cm para o P1P e P2P-B e 20N.cm para o P2P-P, os quais foram realizados por torquímetro digital de alta precisão, os valores finais variaram com a sensibilidade do equipamento e considerados nos cálculos estatísticos.

O protocolo seguido para o torque inicial foi: torque, intervalo de 2 minutos, novo torque, intervalo de 30 minutos, torque de remoção inicial e registro dos valores (Varvara et al., 2020).

Após o torque de remoção inicial, os conjuntos passaram pelo mesmo protocolo de torque, os valores novamente registrados para então seguir para os testes de fadiga mecânica conforme as recomendações da norma ISO 14801:2016 (Figura 11).

Figura 11 – Desenho esquemático da montagem para teste da norma ISO 14.801:2016 para implantes com pilares retos



Legenda: a) 1 dispositivo de carga; b) 2 nível ósseo nominal; c) 3 pilar do implante; d) 4 membro de carga semiesférico; e) 5 corpo do implante; f) 6 suporte de amostras; g) 7 aplicação de força.
 Fonte: International Organization for Standardization, 2016.

4.5 Ciclagem Mecânica

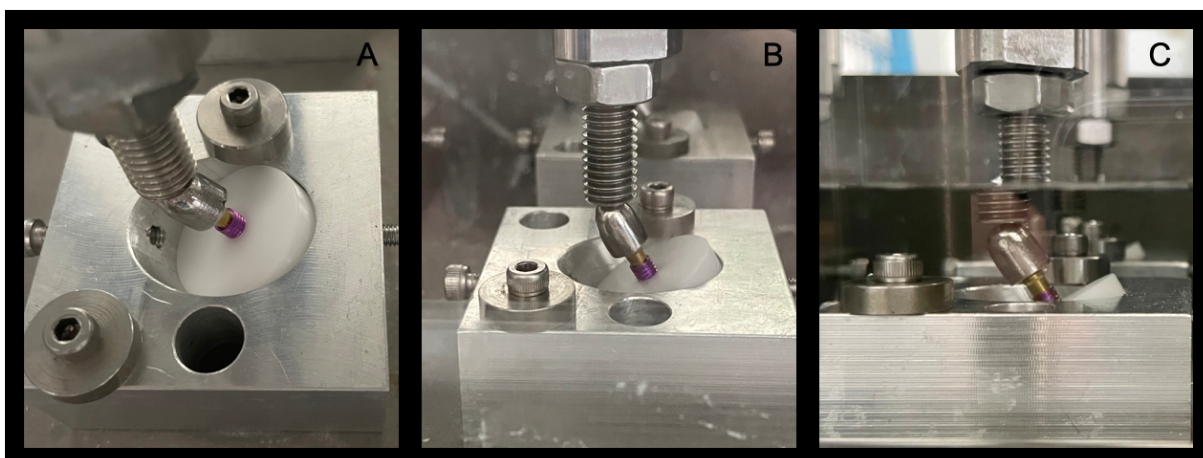
Os corpos de prova foram montados em uma cicladora mecânica Biocycle (Biopdi, São Carlos-SP, Brasil) (Figura 12) em seus suportes de amostras de 30 graus (Figura 13) e cada grupo foi testado imerso em água a temperatura ambiente sob carga dinâmica de 200N a 4Hz por 1×10^6 ciclos para cada grupo.

Figura 12 – Cicladora Mecânica



Legenda: a) cicladora mecânica; b) conjunto dos corpos de prova em posição para a ciclagem.
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 13 – Corpos de prova em posição para ciclagem

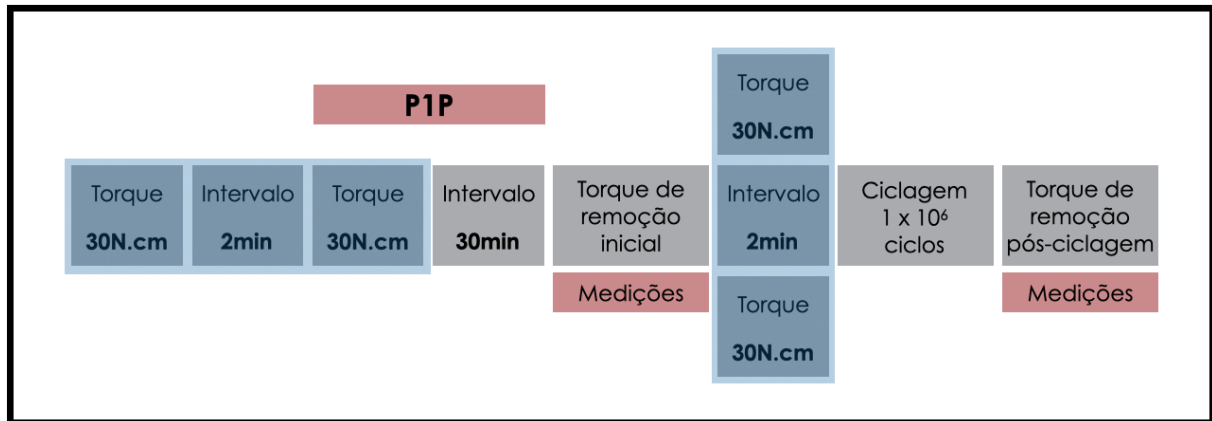


Legenda: a) vista superior do corpo de prova com o pistão da cicladora em posição; b) vista lateral; c) corpo de prova imerso em água durante a ciclagem.
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.6 Torque de Remoção Pós-Ciclagem

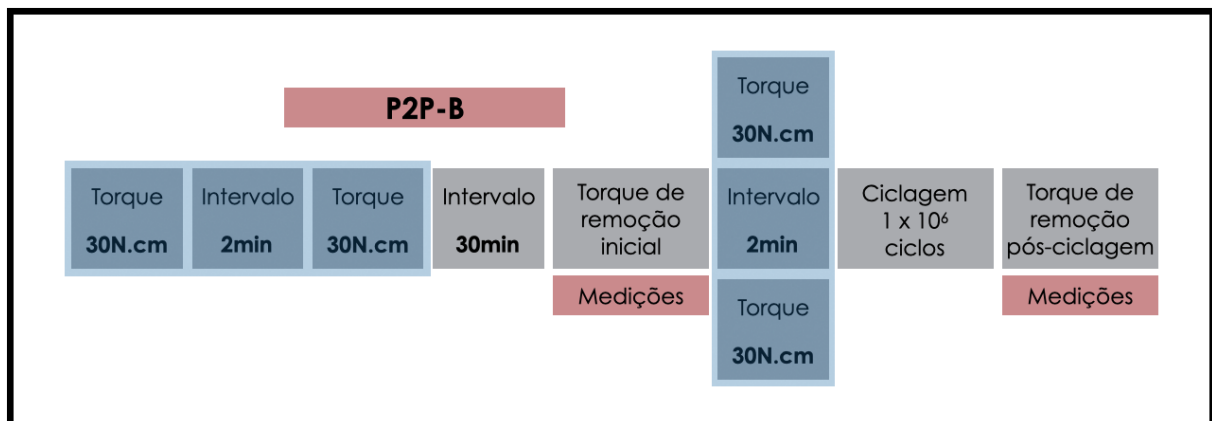
Os corpos de prova após a ciclagem foram novamente montados no suporte tipo morsa, torque de remoção foi aplicado para a verificação da capacidade de manutenção do torque e os valores registrados para análise estatística (Figuras 14, 15 e 16).

Figura 14 – Sequência para o P1P



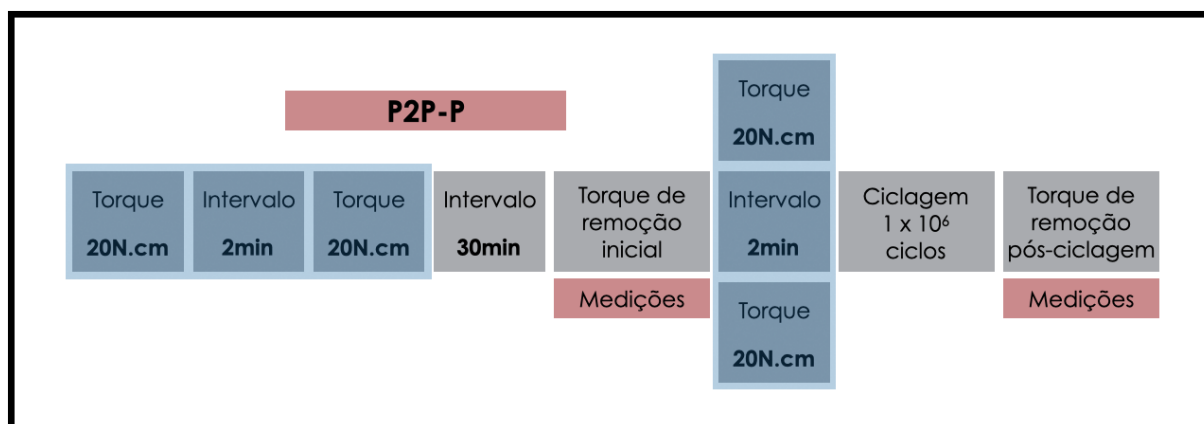
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 – Sequência para o P2P-B



Fonte: Elaborado pelo autor.

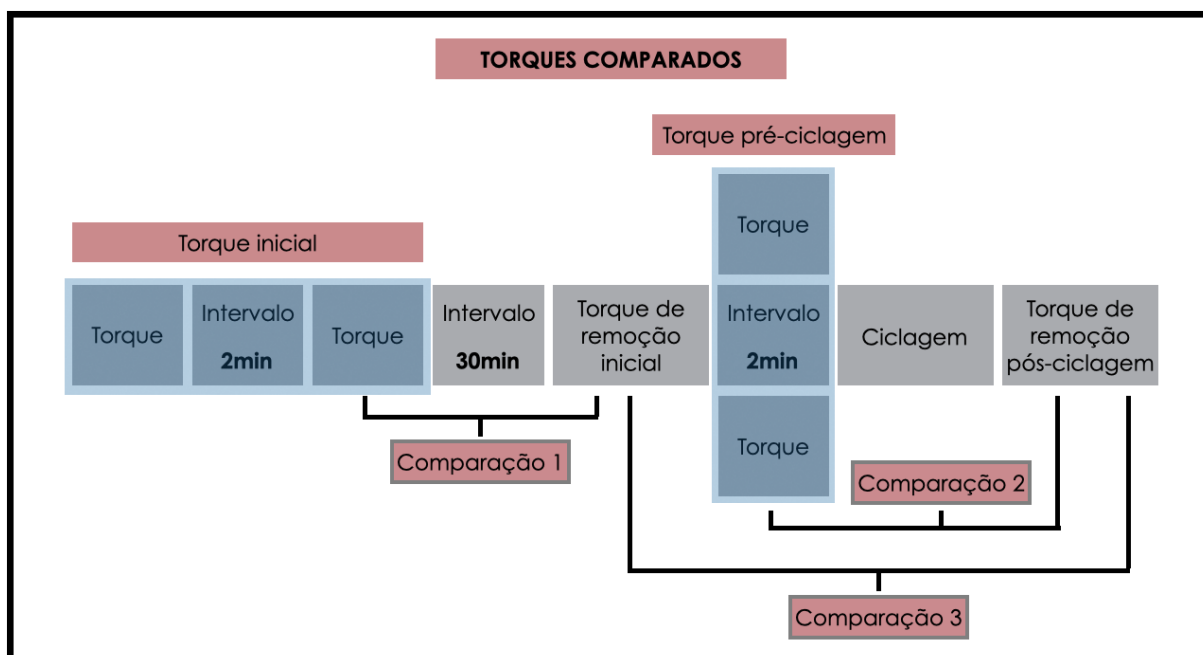
Figura 16 – Sequência para o P2P-P



Fonte: Elaborado pelo autor.

O teste de Kolmogorov-Smirnov (IC 95%) foi aplicado para verificação da distribuição dos dados. Todos os grupos apresentaram distribuição normal ($p > 0,05$). Os dados obtidos foram comparados pelo test-t pareado ($\alpha = 0,05$). Foram comparados os valores de (1) torque inicial vs. torque de remoção inicial; (2) torque pré-ciclagem vs. torque de remoção pós-ciclagem; (3) torque de remoção pré-ciclagem vs. torque de remoção pós-ciclagem (Figura 17).

Figura 17 – Diagrama dos momentos de comparação dos torques

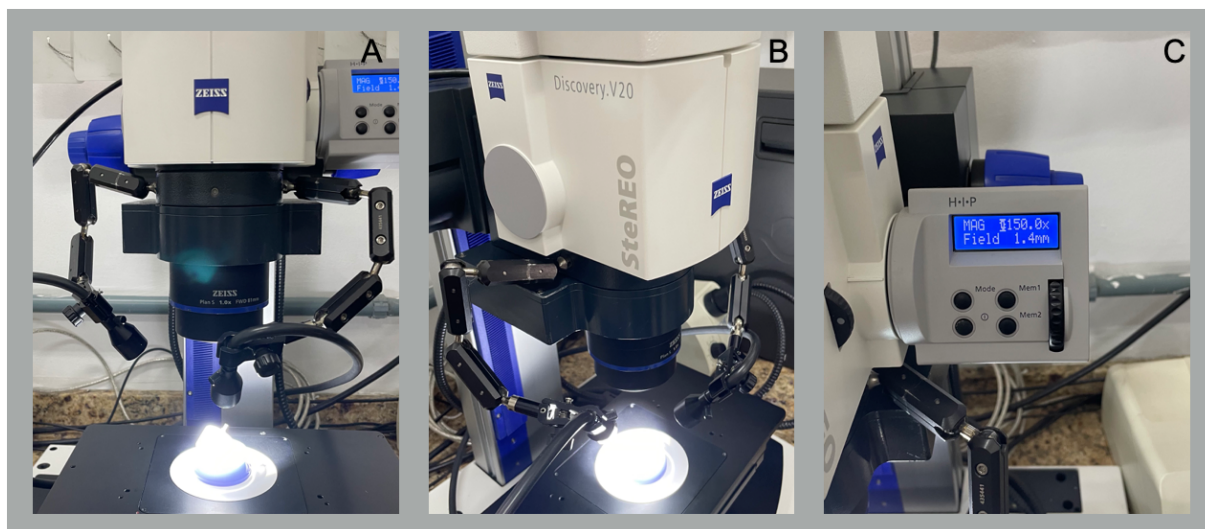


Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 Microscopia

As fendas na junção entre os implantes e os pilares protéticos foram avaliadas no estereomicroscópio - Discovery V20 (ZEISS AG, Oberkochen, Germany), com aumento de 150x, com as amostras sempre do mesmo lado e na mesma posição, sobre uma base personalizada com silicone pesado (Figura 18).

Figura 18 – Estéreomicroscópio

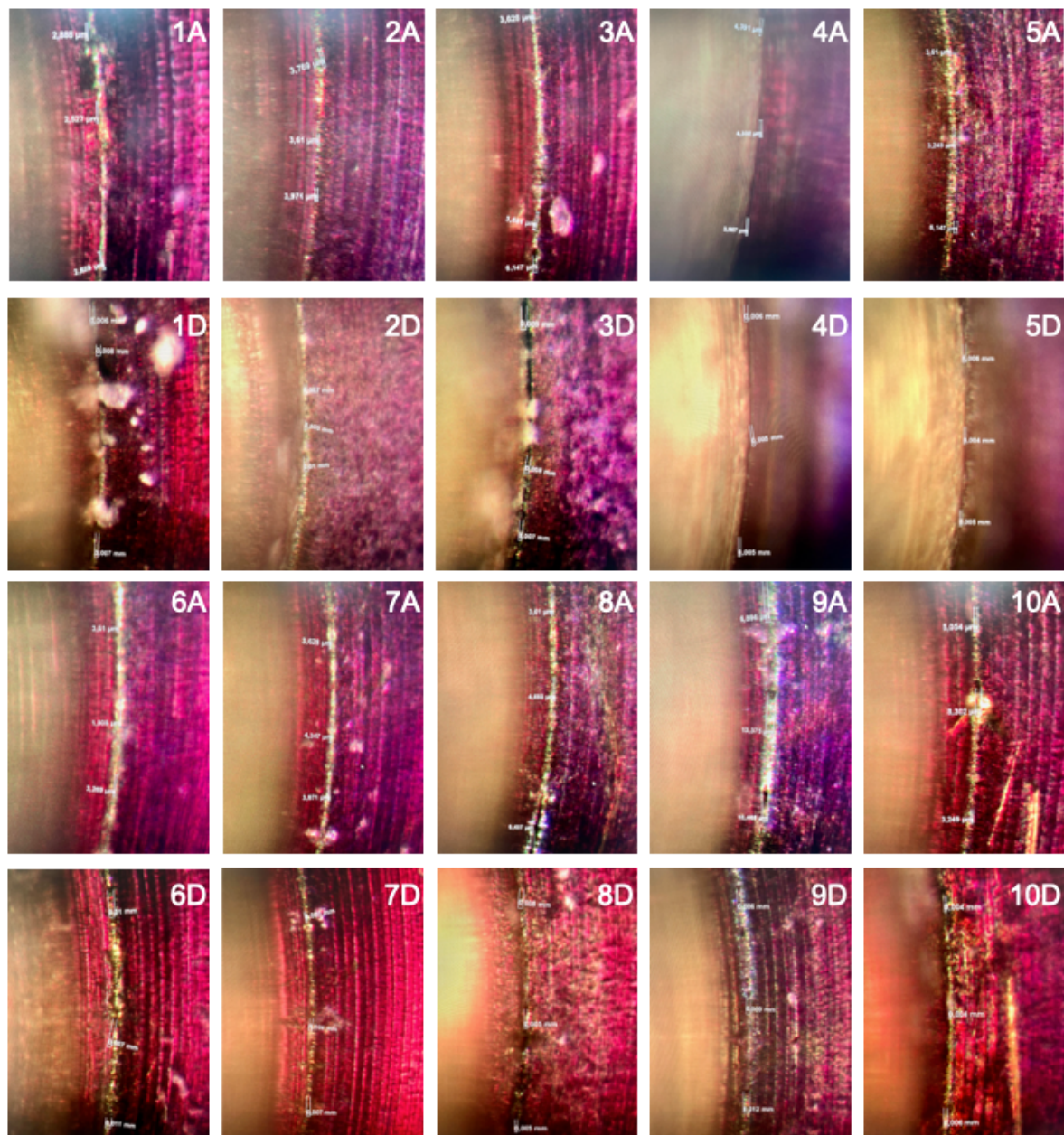


Legenda: a) vista frontal do estéreomicroscópio com amostra em posição na base personalizada; b) vista lateral do estéreomicroscópio com amostra em posição na base personalizada; c) magnificação de 150X usada para obtenção das imagens.

Fonte: Elaborado pelo autor.

As medições foram feitas três vezes em cada ponto em três pontos de cada imagem, antes e depois da ciclagem mecânica (Figura 19, 20, 21 e 22) com o software Axio Vision Rel 4.8 (ZEISS AG, Oberkochen, Germany), para posteriormente ser estabelecida a média dos três pontos de cada amostra e a média de cada grupo para comparação. Os dados obtidos foram comparados pelo teste-t pareado ($\alpha=0,05$).

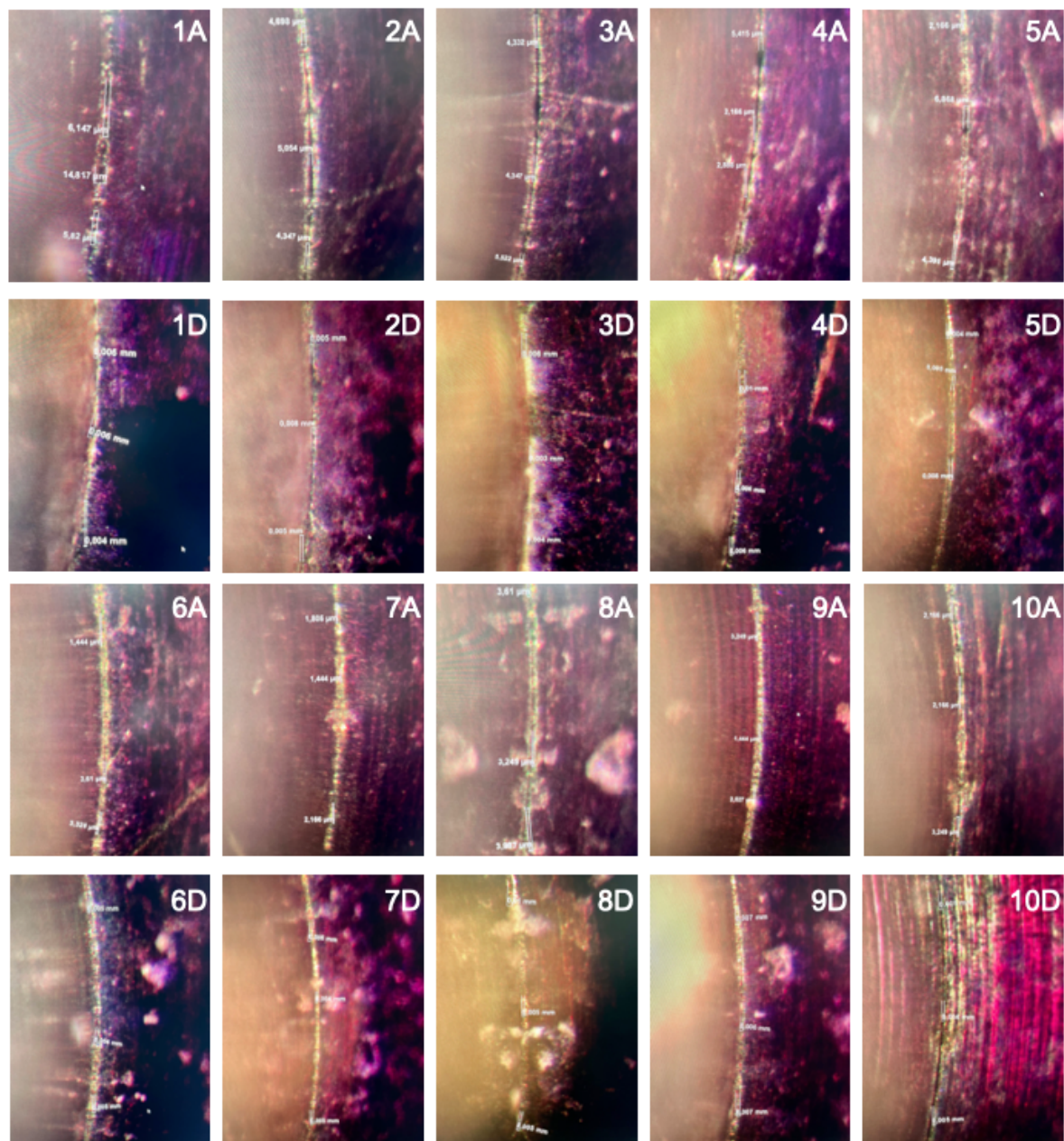
Figura 19 – Microscopia dos P1P



Legenda: 1A a 10A) microscopia dos corpos de prova de 1 a 10 do grupo P1P antes da ciclagem mecânica; 1D a 10D) microscopia dos corpos de prova de 1 a 10 do grupo P1P depois da ciclagem mecânica.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 20 – Microscopia dos P2P-B



Legenda: 1A a 10A) microscopia dos corpos de prova de 1 a 10 do grupo P2P-B antes da ciclagem mecânica; 1D a 10D) microscopia dos corpos de prova de 1 a 10 do grupo P2P-B depois da ciclagem mecânica.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5 RESULTADO

5.1 Torque de remoção

O grupo P1P apresentou redução significativa do torque de remoção pós-ciclagem, comparadas as condições de torque pré-ciclagem, torque de remoção inicial e torque inicial (Tabela 1).

Tabela 1 - Valores referentes ao P1P, média e desvio padrão (N.cm)

Torque inicial	Torque de remoção inicial	p-valor
31,32 (0,88)	26,48 (1,60)	<0,001
Torque pré-ciclagem	Torque de remoção pós-ciclagem	p-valor
31,63 (0,80)	10,57 (3,63)	<0,001
p-valor	<0,001	

Fonte: Elaborado pelo autor.

O grupo P2P-B apresentou aumento significativo do torque de remoção pós-ciclagem, comparadas as condições de torque pré-ciclagem e torque de remoção pré-ciclagem (Tabela 2).

Tabela 2 - Valores referentes ao P2P-B, média e desvio padrão (N.cm)

Torque inicial	Torque de remoção inicial	p-valor
30,90 (0,63)	30,12 (2,08)	0,288
Torque pré-ciclagem	Torque de remoção pós-ciclagem	p-valor
31,10 (0,62)	41,00 (8,64)	0,008
p-valor	0,004	p-valor

Fonte: Elaborado pelo autor.

O P2P-P apresentou redução significativa do torque de remoção pós-ciclagem, comparadas as condições de torque pré-ciclagem, porém não apresentou diferença entre torque de remoção inicial e torque de remoção pós-ciclagem (Tabela 3), o corpo de prova número 5 foi excluído das estatísticas pois teve seu parafuso fraturado com aproximadamente 200 mil ciclos.

Tabela 3 - Valores referentes ao P2P-P, média e desvio padrão (N.cm)

Torque inicial	Torque de remoção inicial	p-valor
21,19 (0,89)	15,51 (1,18)	<0,001
Torque pré-ciclagem	Torque de remoção pós-ciclagem	p-valor
21,06 (0,50)	14,85 (2,06)	<0,001
p-valor	0,352	p-valor

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Microscopia

O comportamento das micro fendas na junção implante-pilar dos dois grupos tiveram redução significativa após a ciclagem mecânica (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores das fendas implante-pilar, média, desvio padrão (μm) e significância estatística

Grupo	AC	DC	p-valor
P1P	4,71 (2,12)	0,006 (0,001)	< 0,001
P2P-B	3,95 (2,02)	0,005 (0,001)	< 0,001

Legenda: AC - antes da ciclagem; DC - depois da ciclagem.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos após a ciclagem mecânica, em relação ao torque de remoção, o grupo do pilar de uma peça (P1P) apresentou redução significativa, enquanto o grupo do pilar de duas peças (P2P) apresentou aumento significativo na base (P2P-B) e redução significativa no pilar (P2P-P). O desenho da interface implante-pilar é o principal fator de influência para a transmissão de tensão ao redor de implantes (Schmitt et al., 2014), embora os dois pilares estudados sejam do mesmo sistema de implantes, para se conectar na mesma conexão, com a indicação para coroas unitárias, a diferença apenas na geometria dos pilares foi suficiente para influenciar nos resultados.

Diversos detalhes mecânicos podem afetar o comportamento da conexão implante-pilar, como o tamanho do parafuso e seu número de roscas (Mohammed et al., 2016), o formato de sua cabeça, que pode ser plano ou com conicidade (Ricciardi Coppedê et al., 2013), o tipo e ângulo da conexão e o comprimento das superfícies de contato onde ocorrem a transferência de cargas (Zipprich et al., 2018).

O fato dos pilares serem da mesma empresa, com a altura transmucosa e de retenção da coroa protética iguais, inseridos em corpos de prova padronizados, auxilia na relevância do estudo, muitos trabalhos têm sua comparabilidade comprometida pela falta de padronização (Wang et al., 2016). A altura transmucosa de 3,0mm foi selecionada por ser a maior altura disponível nas duas linhas de componentes, uma maior altura dos componentes traduz melhor a situação clínica de implantes posicionados subcrestalmente.

O conceito do P1P testado neste estudo é considerado como a primeira escolha nas reabilitações unitárias parafusadas, pela praticidade da indexação e ter sido desenvolvido para o fluxo de trabalho digital e confecção de coroas fresadas (Santos-Neto et al., 2021), tem como característica trabalhar ao nível da plataforma do implante com consequente manipulação tecidual mais profunda e deletéria (Hamudi et al., 2022).

P1P teve redução significativa no torque de remoção entre todos os momentos de comparação, torque de remoção pós-ciclagem vs. torque pré-ciclagem

e torque de remoção inicial e ainda torque de remoção inicial vs. torque inicial, este último comparativo sem carga alguma, apenas com 30 minutos de intervalo.

Os pilares indexados com parafuso passante, de configurações semelhantes ao P1P, de modo geral tendem a apresentar redução significativa no torque de remoção (Lee et al., 2020) devido ao efeito de assentamento entre as superfícies cônicas do implante e do pilar, principalmente após repetições sucessivas de torque e ciclagem mecânica (Kim, Lim, 2020), porém tendem a permanecer estáveis pelo efeito friccional e não pela pré-carga no parafuso comprovados pelos testes de tração com aumento significativo na força de remoção (Hsu et al., 2018; D'Addazio et al., 2021), portanto, o torque de remoção pode não ser um preditor seguro para se afirmar que a conexão não é estável, mas nos auxilia a entender o comportamento do parafuso e reforça a necessidade de clinicamente seguir rigorosamente as recomendações de torque dos fabricantes e instituir programas de manutenções periódicas visando entre outros itens, a verificação do torque e o reaperto do parafuso (Karl, Taylor, 2014).

A proposta de P2P em dividir o pilar em uma parte cirúrgica (base) e uma parte protética (pilar de retenção da coroa) seria de favorecer a cicatrização e melhorar o selamento gengival, não só pela possibilidade de inserção da base estéril no ato cirúrgico, mas também por tornar mais superficial a manipulação na fase protética. A justificativa para uma base sólida rotacional com indicação unitária seria a ausência de emendas, redução nas micro fendas e áreas de passagem bacteriana, mas do ponto de vista biomecânico poderia ser uma involução.

A estabilidade sob cargas (Kofron et al., 2019) e capacidade anti-rotacional (Yao et al., 2015) estão entre as características mecânicas mais importantes dos pilares protéticos em reabilitações unitárias. A busca por essas características levou a maioria dos sistemas de implantes de conexão cônica a alterarem seus desenhos internos de apenas cônicos para incluir alguma geometria anti-rotacional na base da conicidade (D'Addazio et al., 2021) e passaram a ter duas linhas de componentes protéticos, os rotacionais, indicados principalmente para casos múltiplos e os anti-rotacionais, para casos unitários (Kim, Lim, 2020).

Os pilares sólidos de conexões cônicas rotacionais, como é o P2P-B, sob cargas mecânicas, apresentaram comportamentos muito divergentes, desde perda de torque com risco de rotação (Jorge et al., 2013; Firouz et al., 2017) até o aumento

no torque de remoção (Kim, Lim, 2020), portanto cada nova peça introduzida para uso clínico deve ser testada e não ter seu comportamento previsto, pois é o conjunto das características associadas que determinará a efetividade do efeito de fricção no interior da conexão (Jeong et al., 2020).

Poucos trabalhos publicados na literatura utilizando esse conceito de pilar dividido foram encontrados (Linkevicius et al., 2019a, 2019b; Fabbri et al., 2021; Linkevicius et al., 2021), todos clínicos, sem sucesso na busca por trabalhos *in vitro* que validassem sua indicação para coroas unitárias e testassem seu comportamento anti-rotacional, exceto por relatórios técnicos do próprio fabricante.

P2P-B teve aumento significativo no torque de remoção em relação ao torque de remoção inicial e torque pré-ciclagem, mantendo sua capacidade anti-rotacional e estabilidade, principal pergunta que motivou o estudo. A relevância clínica, dentro dos limites de um estudo *in vitro* com uma quantidade limitada de ciclos, seria a validação do P2P para situações unitárias, baseada principalmente no comportamento da P2P-B.

P2P-P teve redução significativa no torque de remoção pós-ciclagem, mas apenas em relação ao torque pré-ciclagem, com valores semelhantes ao torque de remoção inicial, indicando uma possível perda espontânea do torque e não influenciada pela ciclagem.

Apesar de ter a opção de ser cimentado, o P2P-P preferencialmente é indicado para uso parafusado, sendo considerado uma supra estrutura sobre intermediário com dois parafusos, os quais tendem a apresentar menor índice de perda de torque pós-ciclagem em relação aos sistemas de apenas um parafuso direto no implante (Shin et al., 2016), resultado semelhante ao encontrado neste estudo quando observada a maior perda de torque no grupo P1P.

O corpo de prova número 5 teve o parafuso do P2P-P fraturado com aproximadamente 200 mil ciclos e não apresentou dificuldade para sua remoção da base, indicando que clinicamente, uma substituição poderia ser de simples execução, embora saibamos que o parafuso possa fraturar em diversas alturas e não tenha sido encontrada informações do fabricante se o parafuso teria em seu projeto uma zona específica de fragilidade.

Embora o resultado deste estudo tenha sido favorável, com aumento significativo ao torque de remoção pós-ciclagem para P2P-B, um estudo clínico com

106 implantes de conexão cônica utilizando o pilar dividido On1, de concepção semelhante ao P2P-B deste estudo, porém com geometria anti-rotacional e parafuso passante, apresentou necessidade de reaperto das bases em 21 casos na consulta de impressão, ocorrida 2 semanas após sua instalação e torque no ato cirúrgico, na consulta de entrega da prótese, entre 8 e 12 semanas após a instalação, as bases precisaram ser reapertadas em 32 casos (Fabbri et al., 2021), portanto novas configurações externas de pilar, mesmo que mantendo o desenho interno da conexão, podem apresentar diferentes comportamentos, e não podem ter seus resultados assegurados pelo bom comportamento prévio da conexão com outros pilares.

Com a tendência de instalação subcrestal da plataforma do implante, além da estabilidade da conexão implante-pilar (Hermann et al., 2001), a ausência de micro fendas passaram a ter um papel ainda mais expressivo (Koutouzis, 2019), pois servem como um reservatório bacteriano (Scarano et al., 2016) que irá afetar a estabilidade óssea.

Sob microscopia, ao aumento de 150X, as micro fendas na interface implante-pilar dos grupos P1P e P2P-B apresentaram medidas iniciais reduzidas, inferiores aos limites considerados aceitáveis clinicamente para uma conexão cônica. Tais fendas tenderam a ser eliminadas após a ciclagem mecânica, comportamento esse, de acordo com diversos artigos de metodologia semelhante (Jorge et al., 2013; Gehrke et al., 2017; Carnovale et al., 2020).

A evolução para a inclusão de index anti-rotacional nas conexões cônicas se deu principalmente por sua utilidade nas etapas protéticas, pois facilitam o posicionamento de componentes (Lauritano et al., 2020), porém, aumenta o número peças e consequentemente o número de micro fendas na área subgengival, o que favorece o trânsito bacteriano, podendo resultar em tecidos mais inflamados quando comparados aos tecidos ao redor de pilares sólidos (Abrahamsson et al., 2003).

O pilar sobreposto P2P-P foi submetido à ciclagem mecânica, pois compõe o conjunto e retem a coroa protética, no caso deste estudo, a semiesfera metálica, e afeta o sistema como um todo, mas por não se conectar diretamente ao implante e ter sua junção mais superficial, próxima da margem do tecido mole, não foi avaliado microscopicamente.

Embora os grupos P1P e P2P-B tenham apresentado fendas iniciais de

medidas semelhantes e redução significativa após a ciclagem, a diferença entre os desenhos de pilar anti-rotacional com parafuso passante de P1P e de base sólida de P2P-B, justificaria estudos com outras metodologias, além de microscopia, como por exemplo, análise do fluxo de fluidos (Zipprich et al., 2007).

Dentro das limitações de um estudo *in vitro* utilizando ciclagem mecânica sugere-se que estudos futuros sejam realizados com maior número de ciclos, dentre outros testes como os de carga estática, concentração de estresse e resistência a fratura. Além disso, seria útil avaliar a relação entre o efeito de assentamento e a pré-carga do parafuso com o objetivo de correlacioná-los com a estabilidade da conexão implante-pilar após carga.

7 CONCLUSÃO

Conclui-se que, após ciclagem mecânica, o pilar dividido em duas peças (P2P) apresentou na base (P2P-B), capacidade de manutenção do torque e estabilidade anti-rotacional, seu pilar sobreposto (P2P-P) perdeu torque, porém clinicamente aceitável, suportando seu uso para reabilitações unitárias. A interface de conexão de ambos os pilares com os implantes exibiu micro fendas reduzidas sob microscopia, as quais foram praticamente eliminadas pelo efeito de assentamento produzido após ciclagem mecânica.

REFERÊNCIAS*

Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*. 1997;24(8):568–72.

Abrahamsson I, Berglundh T, Sekino S, Lindhe J. Tissue reactions to abutment shift: an experimental study in dogs. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2003;5(2):82–8.

Al Rezk F, Trimpou G, Lauer HC, Weigl P, Krockow N. Response of soft tissue to different abutment materials with different surface topographies: a review of the literature. *Gen Dent*. 2018;66(1):18–25.

Atieh MA, Tawse-Smith A, Alsabeeha NHM, Ma S, Duncan WJ. The one abutment–one time protocol: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2017;88(11):1173–85.

Baffone GM, Botticelli D, Canullo L, Scala A, Beolchini M, Lang NP. Effect of mismatching abutments on implants with wider platforms - an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(3):334–9.

Bagegni A, Spies BC, Kern M, Hazard D, Kohal R. The influence of prosthetic crown height and implant-abutment connection design selection on the long-term implant-abutment stability: a laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021;113(1):1–12.

Becker K, Mihatovic I, Golubovic V, Schwarz F. Impact of abutment material and dis-/re-connection on soft and hard tissue changes at implants with platform-switching. *J Clin Periodontol*. 2012;39(8):774–80.

Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol*. 1996;23(10):971–3.

Bichacho N, Feraru M. Replacing hopeless maxillary incisors with adjacent implants via an integrative biologically oriented approach. *Compend Contin Educ Dent*. 2019;40(7):434–43.

Blanco J, Pico A, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Martín-Lancharro P. Effect of abutment height on interproximal implant bone level in the early healing: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(1):108–17.

Bordin D, del Bel Cury AA, Faot F. Influence of abutment collar height and implant length on stress distribution in single crowns. *Braz Dent J*. 2019;30(3):238–43

*

Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Borges T, Montero J, Leitão B, Pereira M, Galindo-Moreno P. Periimplant bone changes in different abutment heights and insertion timing in posterior mandibular areas: three-year results from a randomized prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(2):203–11.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005;38(1):87–97.

Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 1969;3(2):81–100.

Bressan E, Grusovin MG, D'Avenia F, Neumann K, Sbricoli L, Luongo G, et al. The influence of repeated abutment changes on peri-implant tissue stability: 3-year post-loading results from a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(4):373–90.

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2003;82(3):232–7.

Brügger O, Bornstein M, Kuchler U, Janner S, Chappuis V, Buser D. Implant therapy in a surgical specialty clinic: an analysis of patients, indications, surgical procedures, risk factors, and early failures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(1):151–60.

Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res.* 1999;13(1):153–61.

Canullo L, Bignozzi I, Cocchetto R, Cristalli MP, Iannello G. Immediate positioning of a definitive abutment versus repeated abutment replacements in post-extractive implants: 3-year follow-up of a randomised multicentre clinical trial. *Eur J Oral Implantol.* 2010;3(4):285–96.

Canullo L, Tallarico M, Gracis S, Vela X, Rodriguez X, Covani U. Clinical considerations on strategies that avoid multiple connections and disconnections of implant abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2020;40(1):9–17.

Cappiello M, Luongo R, di Iorio D, Bugea C, Cocchetto R, Celletti R. Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28(4):347–55.

Carnovale F, Patini R, Penarrocha D, Muzzi M, Pistilli R, Canullo L. Measurement of gap between abutment and fixture in dental conical connection implants. A focused ion beam SEM observation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2020;25(4):449–54.

Chang HC, Chang CH, Li HY, Wang CH. Biomechanical analysis of the press-fit effect in a conical morse taper implant system by using an in vitro experimental test and finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2022;127(4):601–8.

Chen Z, Lin CY, Li J, Wang HL, Yu H. Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;122(1):14-21.

Cheng Q, Su YY, Wang X, Chen S. Clinical outcomes following immediate loading of single-tooth implants in the esthetic zone: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020;35(1):167–77.

Cinquini C, Marchio V, di Donna E, Alfonsi F, Derchi G, Nisi M, et al. Histologic evaluation of soft tissues around dental implant abutments: a narrative review. *Materials*. 2022;15(11):1-15.

Clavijo V, De-Carvalho PFM, Soares C. The one-time intermediate abutment - clinical application. *Quintessence Dent Technol*. 2020;53(9):3–17.

Cochran DL, Bosshardt DD, Grize L, Higginbottom FL, Jones AA, Jung RE, et al. Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol*. 2009;80(4):609–17.

Coppedê AR, Bersani E, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, Sartori IA de M, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22(3):283–6.

D’Addazio G, Sinjari B, Arcuri L, Femminella B, Murmura G, Santilli M, et al. Mechanical pull-out test of a new hybrid fixture-abutment connection: an in vitro study. *Materials*. 2021;14(6):1–11.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(11):1303–7.

Degidi M, Nardi D, Daprile G, Piattelli A. Nonremoval of immediate abutments in cases involving subcrestally placed postextractive tapered single implants: a randomized controlled clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(6):794–805.

Elemek E, Urgancioglu A, Dincer J, Cilingir A. Does implant-abutment interface affect marginal bone levels around implants? *Eur J Dent*. 2019;13(1):47–52.

El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent*. 2018;4(39):1-12.

Ercoli C, Jammal G, Buyers M, Tsigarida AA, Chochlidakis KM, Feng C, et al. Influence of apico-coronal implant placement on post-surgical crestal bone loss in humans. *J Periodontol*. 2017;88(8):762–70.

Erhan Çömlekoğlu M, Nizam N, Çömlekoğlu MD. Immediate definitive individualized abutments reduce peri-implant bone loss: a randomized controlled split-mouth study on 16 patients. *Clin Oral Invest*. 2018;22(1):475–86.

Fabbri G, Staas T, Linkevicius T, Valantiejiene V, González-Martin O, Rompen E. Clinical performance of a novel two-piece abutment concept: results from a prospective study with a 1-year follow-up. *J Clin Med*. 2021;10(8):1-18.

Fernández CA, López Soria GA, Villar FA. Prótesis sobre implantes: ¿atornillada o cementada? *Rev Asoc Odontol Argent*. 2020;108(1):29–39.

Firouz F, Heidari B, Alijani S, Khazaei S. Effect of dynamic loading on removal torque value of one-piece and two-piece abutments. *Biosci Biotechnol Res Commun*. 2017;10(3):551–6.

Froum SJ, Cho SC, Suzuki T, Yu P, Corby P, Khouly I. Epicrestal and subcrestal placement of platform-switched implants: 18 month-result of a randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(4):353–66.

Ganeles J, Norkin FJ, Dias DR, Fava P, Levine RA, Aranguren L. Implant shapes and macro-designs: advantages and disadvantages. *Forum Implantol*. 2021;17(1):44–57.

Gehrke S, Delgado-Ruiz R, Frutos J, Prados-Privado M, Dedavid B, Marín J, et al. Misfit of three different implant-abutment connections before and after cyclic load application: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(4):822–9.

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EVF, Bonatto L da R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015;19(3):229–42.

Gomez-Meda R, Esquivel J, Blatz MB. The esthetic biological contour concept for implant restoration emergence profile design. *J Esthet Restor Dent*. 2021;33(1):173–84.

Gracis S, Llobell A, Bichacho N, Jahangiri L, Ferencz J. The influence of implant neck features and abutment diameter on hard and soft tissues around single implants placed in healed ridges: clinical criteria for selection. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020;40(1):39–48.

Hamudi N, Barnea E, Weinberg E, Laviv A, Mijiritsky E, Matalon S, et al. The association of the one-abutment at one-time concept with marginal bone loss around the SLA and platform switch and conical abutment implants. *J Clin Med*. 2022;11(1):1-18.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2000;71(9):1412–24.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*. 2001;72(10):1372–83.

Hidalgo J, Baghernejad D, Falk A, Larsson C. The influence of two different cements on remaining cement excess in cement-retained implant-supported zirconia crowns. An in vitro study. *BDJ Open*. 2021;7(1):3–8.

Ho KN, Salamanca E, Lin HK, Lee SY, Chang WJ. Marginal bone level evaluation after functional loading around two different dental implant designs. *Biomed Res Int*. 2016;2016:1472090. doi: 10.1155/2016/1472090. Epub 2016 Nov 24. PMID: 27999789; PMCID: PMC5143686

Hsu PF, Yao KT, Kao HC, Hsu ML. Effects of axial loading on the pull-out force of conical connection abutments in Ankylos implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(4):788–94.

International Organization for Standardization – ISO. ISO 14801:2016: dentistry – implants – dynamic loading test for endosseous dental implants. Geneva: ISO; 2016.

Jacobs N, Seghi R, Johnston WM, Yilmaz B. Displacement and performance of abutments in narrow-diameter implants with different internal connections. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):100–6.

Jeong KW, Kim JC, Yeo ISL. Clinical significance of internal friction connection and micro-threads in implant-supported prostheses: a literature review. *Recent Prog Mat*. 2020;2(4):1-13.

Jorge JRP, Barao VAR, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-

supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):415–22.

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, et al. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol*. 2008;79(2):260–70.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:2-21. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x. PMID: 23062124.

Karl M, Taylor T. Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(6):1338–47.

Kim KS, Lim YJ. Axial displacements and removal torque changes of five different implant-abutment connections under static vertical loading. *Materials*. 2020;13(3):1-11.

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002;73(10):1111–7.

Kofron MD, Carstens M, Fu C, Wen HB. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2019 May;65:92-99. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.03.007. Epub 2019 Mar 13. PMID: 31005695.

Koutouzis T, Koutouzis G, Gadella H, Neiva R. The effect of healing abutment reconnection and disconnection on soft and hard peri-implant tissues: a short-term randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013a;28(3):807–14.

Koutouzis T, Neiva R, Nonhoff J, Lundgren T. Placement of implants with platform-switched morse taper connections with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest: a short-term (1-year) randomized prospective controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013b;28(6):1553–63.

Koutouzis T, Gholami F, Reynolds J, Lundgren T, Kotsakis G. Abutment disconnection/reconnection affects peri-implant marginal bone levels: a meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):575–81.

Koutouzis T. Implant-abutment connection as contributing factor to peri-implant diseases. *Periodontol 2000*. 2019;81(1):152–66.

Kraus RD, Espuelas C, Hämmerle CHF, Jung RE, Sailer I, Thoma DS. Five-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained zirconia-based implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(5):537–47.

Kreve S, Pinheiro De Carvalho G, Ramos EV, Dias SC. Clinical evaluation of hygiene maintenance of full-arch implant-supported prostheses. *J Int Oral Health*. 2016;8(9):903–10.

Lambrechts T, Doornewaard R, de Bruyckere T, Matthijs L, Deschepper E, Cosyn J. A multicenter cohort study on the association of the one-abutment one-time concept with marginal bone loss around bone level implants. *Clin Oral Implants Res*. 2021;32(2):192–202.

Lauritano D, Moreo G, Lucchese A, Viganoni C, Limongelli L, Carinci F. The impact of implant-abutment connection on clinical outcomes and microbial colonization: a narrative review. *Materials*. 2020;13(5):1-12.

Lee SW, Cha MS, Lee JH, Cho LR, Park CJ. Joint stability of internal conical connection abutments with or without hexagon indexes: an in vitro study. *J Dent Rehabil Appl Sci*. 2020;36(2):95–103.

Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A. Reaction of crestal bone around implants depending on mucosal tissue thickness. A 1-year prospective clinical study. *Stomatologija*. 2009;11(3):83–91.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peciuliene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(12):1379–84.

Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Linkeviciene L, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2013a;24(11):1179–84.

Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2013b;24(1):71–6.

Linkevičius T. Is zero bone loss a possibility when placing implants? *Int Dent*. 2018;8(4):34–6.

Linkevičius R, Alkimavicius J, Puišys A, Valantiejiienė V, Linkevičius T. Bone changes above and below the implant-abutment junction of subcrestally placed implants after 1 year post-delivery from a RCT. *Clin Oral Implants Res*. 2019a;30(s19):19–19.

Linkevičius R, Alkimavičius J, Puišys A, Valantiejiene V, Tomas L. Implant neck or 1-time abutment level treatment? Early outcome of bone and soft tissue from a RCT. *Clin Oral Implants Res.* 2019b;30(s19):23–23.

Linkevicius T, Linkevicius R, Gineviciute E, Alkimavicius J, Mazeikiene A, Linkeviciene L. The influence of new immediate tissue level abutment on crestal bone stability of subcrestally placed implants: a 1-year randomized controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2021;23(2):259–69.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33:75–8.

Miura S, Yamauchi S, Kasahara S, Katsuda Y, Fujisawa M, Egusa H. The biological width around implant. *J Prosthodont Res.* 2021;65:1–8.

Moergel M, Rocha S, Messias A, Nicolau P, Guerra F, Wagner W. Clinical and radiographic performance of self-locking conical connection implants in the posterior mandible: five-year results of a two-centre prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(8):998–1007.

Mohammed HH, Lee JH, Bae JM, Cho HW. Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(1):62–9.

Oskarsson M, Otsuki M, Welander M, Abrahamsson I. Peri-implant tissue healing at implants with different designs and placement protocols: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(18):873–80.

Palacios-Garzón N, Velasco-Ortega E, López-López J. Bone loss in implants placed at subcrestal and crestal level: a systematic review and meta-analysis. *Materials.* 2019;12(1):1-19.

Pellicer-Chover H, Peñarrocha-Diago M, Aloy-Prosper A, Canullo L, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D. Does apico-coronal implant position influence peri-implant marginal bone loss? A 36-month follow-up randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2019;77(3):515–27.

Pellicer-Chover H, Rojo-Sanchís J, Peñarrocha-Diago M, Viña-Almunia J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Radiological implications of crestal and subcrestal implant placement in posterior areas. A cone-beam computed tomography study. *J Clin Exp Dent.* 2020;12(9):870–6.

Pico A, Martín-Lancharro P, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Blanco J. Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in

sites with thin mucosa: a 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(7):595–602.

Praça L de FG, Teixeira RC, Rego RO. Influence of abutment disconnection on peri-implant marginal bone loss: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(4):341–51.

Rathi P, Kolte R, Kolte A. Comparative evaluation of peri-implant tissues in definitive and repeated abutment replacements: a randomized clinical trial. *J Indian Soc Periodontol.* 2022;26(1):44-50.

Ricciardi Coppedê A, Lapria Faria AC, Chiarello de Mattos M da G, Silveira Rodrigues RC, Shibli JA, Faria Ribeiro R. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):321–9.

Ríos-Santos JV, Tello-González G, Lázaro-Calvo P, Mur FJG, Ríos-Carrasco B, Fernández-Palacín A, et al. One abutment one time: a multicenter, prospective, controlled, randomized study. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(24):1–17.

Romanos GE, Javed F. Platform switching minimises crestal bone loss around dental implants: truth or myth? *J Oral Rehabil.* 2014;41(9):700–8.

Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Den.* 2012;40(6):467–74.

Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(Suppl.6):163–201.

Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000.* 2022;81(1):130–44.

Saleh MHA, Ravidà A, Suárez-López del Amo F, Lin GH, Asa'ad F, Wang HL. The effect of implant-abutment junction position on crestal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(4):617–33.

Salvi GE, Dent M, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(Suppl):69–85.

Salvi GE, Bosshardt DD, Lang NP, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J, et al. Temporal sequence of hard and soft tissue healing around titanium dental implants. *Periodontol 2000.* 2015;68(1):135–52.

Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: in-vitro study. *Dent Mater*. 2019;35(11):265–71.

Santos JS, Santos T de S, Martins-Filho PRS, von Krockow N, Weigl P, Pablo H. One abutment at one time concept for platform-switched morse implants: systematic review and meta-analysis. *Braz Dent J*. 2018;29(1):7–13.

Santos-Neto O, Gonçalves L, Maia-Filho E, Malheiros A, Firoozmand L, Villis P, et al. Retention of cemented zirconia copings on tibase abutments. *Acta Odontol Latinoam*. 2021;34(3):214–20.

Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piattelli A, de Oliveira PS, et al. Implant-abutment contact surfaces and microgap measurements of different implant connections under 3-dimensional x-ray microtomography. *Implant Dent*. 2016;25(5):656–62.

Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, et al. Performance of conical abutment (morse taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2014;102(2):552–74.

Shin YG, Kim SY, Jeong CM, Lee SH, Huh JB. Effect of double screw on abutment screw loosening in single-implant prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(5):445–7.

Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(5):789–94.

Spinato S, Stacchi C, Lombardi T, Bernardello F, Messina M, Dovigo S, et al. Influence of abutment height and vertical mucosal thickness on early marginal bone loss around implants: a randomised clinical trial with an 18-month post-loading clinical and radiographic evaluation. *Int J Oral Implantol*. 2020;13(3):279–90.

Su H, Gozález-Martín O, Weisgold A, Lee E. Considerations of implant abutment and crown contour: critical contour and subcritical contour. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(4):335–43.

Varvara G, Sinjari B, Caputi S, Scarano A, Piattelli M. The relationship between time of retightening and preload loss of abutment screws for two different implant designs: an in vitro study. *J Oral Implantol*. 2020;46(1):13–7.

Veis A, Parissis N, Tsirlis A, Papadeli C, Marinis G, Zogakis A. Evaluation of peri-implant marginal bone loss using modified abutment connections at various crestal level placements. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(6):609–17.

Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5(4):355–64.

Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, Paula L. Review of the mechanical behavior of different implant – abutment connections. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(22):1–20.

Wang K, Geng J, Jones D, Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Mat Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;63:164–71.

Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. The potential risk of conical implant-abutment connections: the antirotational ability of Cowell implant system. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(6):1208–16.

Yuan X, Pei X, Chen J, Zhao Y, Brunski JB, Helms JA. Comparative analyses of the soft tissue interfaces around teeth and implants: insights from a pre-clinical implant model. *J Clin Periodontol*. 2021;48(5):745–53.

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H. Micromovements at the implant-abutment interface: measurement, causes, and consequences. *Implantologie*. 2007;15(1):31–46.

Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;20(5):814–23.