

Listas de conteúdos disponíveis no  
ScienceDirect

Heliyon



Artigo de investigação

## Avaliação biomecânica da estabilidade do pilar em ligações de implantes cónicos morosos em tempos diferentes: Um estudo clínico retrospectivo comparado com uma análise in vitro

Sergio Alexandre Gehrke<sup>a,b,c,d,\*</sup>, Guillermo Castro Cortellari<sup>b</sup>, Piedad N. De Aza<sup>a</sup>,  
Jose Henrique Cavalcanti de Lima<sup>e</sup>, Juan Carlos Prados Frutos<sup>f</sup><sup>a</sup> Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, Avda. Ferrocarril S/n. 03202, Elche (Alicante), Espanha<sup>b</sup> Bioface/PgO/UCAM, Montevideo 11100, Uruguai<sup>c</sup> Departamento de Biotecnología, Universidad Católica de Murcia, Murcia 30107, Espanha<sup>d</sup> Departamento de Engenharia de Materiais, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre 90619-900, Brasil<sup>e</sup> Departamento de Implantologia, Centro Carioca de Reabilitação Oral (CENCRO), 23050-260 Rio de Janeiro, Brasil<sup>f</sup> Departamento de Especialidades Médicas e Saúde Pública, Grupo IDIBO (Grupo de Alto Desempenho em Investigação e Desenvolvimento de Biomateriais em Odontologia), Universidad Rey Juan Carlos, 28922, Alcorcón, Madrid, Espanha

## ARTICLE INFO

O

## Palavras-chave:

Estabilidade do pilar  
Micromoção do pilar  
Análise de frequência de ressonância  
Cansaço mecânico  
Estudo clínico retrospectivo

## ABSTRACT

**Objetivos:** A micromoção entre um implante dentário e um pilar pode afectar negativamente o desempenho clínico e comprometer o sucesso da osteointegração ao criar um porto bacteriano, permitindo o afrouxamento dos parafusos, e ao transmitir forças laterais disruptivas sobre o osso cortical. Assim, o objectivo do presente estudo foi medir a evolução da estabilidade do pilar utilizando a análise de frequência de ressonância (RFA) in vivo em quatro tempos diferentes (linha de base, 3, 4, e 12 meses), e comparar estes dados obtidos com a RFA medida após ciclagem mecânica (in vitro) correspondente aos tempos pro- post em número de ciclos.

**Métodos:** Para avaliar a estabilidade do pilar, a RFA foi realizada em 70 conjuntos de implante/abutment (IA) com um total de 54 pacientes (31 mulheres, 23 homens). Estes conjuntos de IA foram divididos em três grupos, de acordo com a angulação do pilar: pilar recto (grupo Abt1), pilar angular de 17 graus (grupo Abt2), e pilar angular de 30 graus (grupo Abt3). A estabilidade do pilar foi medida imediatamente na colocação do implante e a instalação do pilar (T1), 3 (T2), 4 (T3), e 12 meses (T4) mais tarde. Para a análise in vitro, dez conjuntos de cada grupo foram submetidos a ciclagem mecânica: T1 = 0 ciclos, T2 = 90.000 ciclos, T3 = 120.000 ciclos, e T4 = 360.000 ciclos. Todos os dados recolhidos foram avaliados estatisticamente utilizando o software GraphPad Prism 5.01, com o nível de significância  $\alpha = 0,05$ .

**Resultados:** In vivo, os dados globais do quociente de estabilidade do implante (ISQ) obtidos para todos os grupos em cada tempo de avaliação foram  $61,5 \pm 3,94$  (95% CI: [60-63]) em T1,  $62,8 \pm 3,73$  (95% CI: [60-63]),

[61-64]) em T2,  $63,4 \pm 3,08$  (95% CI: [61-64]) em T3, e  $65,5 \pm 4,33$  (95% CI: [63-68]) em T4. Enquanto que in vitro, o ISQ era  $61,5 \pm 2,66$  (95% CI: [59-63]) em T1,  $63,2 \pm 3,02$  (95% CI: [59-63]),

[61-65]) em T2,  $63,9 \pm 2,55$  (95% CI: [62-66]) em T3, e  $66,5 \pm 2,97$  (95% CI: [64-68]) em T4. Em ambas as avaliações (in vivo e in vitro), os dados mostraram uma diferença significativa (teste ANOVA com  $p < 0,0001$ ).

\* Autor correspondente. Instituto de Bioingeniería; Universidad Miguel Hernández; Avda. Ferrocarril s/n, 03202, Elche (Alicante), Espanha.  
Endereço electrónico: [sgehrke@umh.es](mailto:sgehrke@umh.es) (S.A. Gehrke).

<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e15312>

Recebido a 23 de Dezembro de 2022; Recebido na forma revista a 8 de Março de 2023; Aceito a 3 de Abril de 2023

Disponível online 12 de Abril de 2023

2405-8440/© 2023 Os Autores.

Publicado por Elsevier Ltd.

Este é um artigo de acesso aberto sob a licença CC BY-NC-ND

(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

**Conclusões:** A RFA para medir a estabilidade do pilar utilizado neste estudo mostrou que houve um aumento progressivo da estabilidade entre os tempos pré-determinados para as medições, tanto em análise (in vivo como in vitro). Além disso, os valores em cada momento foram semelhantes, sem qualquer diferença estatística entre eles.

## 1. Introdução

A substituição dos dentes em falta através de reabilitações suportadas por implantes tem sido uma opção de tratamento amplamente utilizada actualmente devido à sua elevada previsibilidade e taxa de sucesso. O sucesso da osteointegração dos implantes depende fundamentalmente de uma adequada substituição primária [1,2]. Se a estabilidade primária do implante não for suficiente, podem ocorrer micromovimentos, impedindo condições óptimas de cicatrização e levando à formação de tecido fibroso e perda de implantes. A estabilidade primária adequada reduz os deslocamentos interfaciais do implante e do tecido ósseo recém-formado, permitindo assim a aposição óssea na superfície do implante [2]. Os métodos instrumentais para medir a estabilidade primária do implante dentário são pensados no método da frequência de análise de ressonância (RFA) (por exemplo, dispositivos Periotest e Osstell), e torque de inserção e remoção (isto em modelos animais).

Este modelo de reabilitação (chamado implante dentário) é tradicionalmente composto por um implante endósseo ao qual é fixado um pilar transmucoso, formando um conjunto de duas peças, onde a coroa dentária é fixada [3,4]. Podem ser utilizados diferentes tipos de ligações, sendo as mais frequentes o hexágono externo e interno, e o cone Morse. Os sistemas de ligação por cone morse variam em termos de angulação do cone interno. Contudo, a ligação Morse cônica apresenta maior contacto entre as paredes internas do implante e o pilar, apresentando assim maior estabilidade dos conjuntos quando comparada com os sistemas hexagonais [5].

Independentemente da forma de ligação utilizada entre implante e pilar (IA), este encaixe deve favorecer a distribuição da carga e a resposta biológica, para além de dificultar a proliferação bacteriana [6-8]. Esta interface IA tem sido referenciada como um factor significativo para a longevidade do tratamento de reabilitação com implantes dentários [3,9]. Diferentes factores relacionados com o fabrico de componentes de implantes e a sua utilização e/ou indicação clínica e laboratorial podem contribuir para uma má adaptação desta interface [4,8,10]. Este desajuste (microgap), que são espaços microscópicos entre o implante e o pilar protético, pode gerar micromovimentos que permitem a passagem de microrganismos e dos seus fluidos produzidos [3,6,9,11]. A presença de bactérias e dos seus fluidos nesta área (interface IA) pode gerar inflamação dos tecidos peri-implantares e, consequentemente, perda óssea em torno dos implantes, que pode progredir para *peri-implantites* e/ou mesmo perda do implante [4]. Por outro lado, a presença de micromovimentos na interface AI pode, para além de causar alterações nos tecidos, gerar desgaste das peças por fricção, afrouxamento do parafuso de fixação e fractura dos componentes [6,8,12].

As ligações cónicas internas (tipo morse taper) promovem o contacto íntimo entre a superfície do implante e o pilar, promovendo uma melhor estabilidade mecânica do pilar, e evitando micromovimentos [13,14]. A fixação e estabilidade deste sistema não ocorre em função do parafuso, mas pelo contacto friccional entre as partes cónicas do pilar e o implante, promovendo uma maior resistência à flexão da interface IA [15]. Estudos in vitro analisaram a micromoção da interface AI em diferentes sistemas, mostrando uma maior presença de micromoções e movimentos de rotação em pilares hexagonais, em comparação com pilares de conexão cônica Morse [11,16,17].

Por outro lado, sugere-se que o valor de torque adequado pode desempenhar um papel importante na formação de microgaps e infiltração bacteriana, sendo um dos principais factores na determinação da estabilidade dos pilares [10]. Vários estudos in vitro têm investigado a união da interface da IA através da microtomografia, microscopia electrónica de varrimento (SEM) ou microscopia óptica [11, 17,18]. Neste sentido, num estudo recente publicado pelo nosso grupo de investigação, foi demonstrado, através de imagens radiográficas, que os implantes de ligação cônica Morse apresentam melhor estabilidade entre o pilar e o implante quando sujeitos a diferentes valores de cargas [11]. Além disso, vários estudos in vitro demonstraram que na maioria dos sistemas de implantes que apresentam uma ligação cônica Morse, a microgapacidade que inicialmente existe após a inserção e o torque dos pilares ao implante é reduzida com a aplicação de cargas [19,20].

Até à data, poucos estudos avaliaram micromovimentos em conjuntos de IA em situações clínicas. Com a emergência de sensores (SmartPegs) para utilização em pilares transmucosos, foi criada a possibilidade de avaliar o comportamento destes conjuntos de IA directamente nos pacientes, sem causar qualquer tipo de dano ou desconforto. Assim, o objectivo deste estudo era avaliar e medir a estabilidade inicial dos pilares instalados no momento da cirurgia e o seu comportamento após diferentes períodos de tempo em função. Contudo, foi necessário realizar um teste in vitro (ciclagem mecânica) para poder analisar os valores aproximados da evolução do quociente de estabilidade dos implantes (ISQ) e comparar com os dados obtidos in vivo. Esta comparação foi realizada para assegurar que os valores ISQ medidos nos pilares correspondiam ao pilar e não ao implante.

## 2. Materiais e métodos

### 2.1. Avaliação in vivo

Este estudo retrospectivo foi realizado na clínica Bioface/PgO/UCAM em Montevideo, Uruguai. Como a instituição é um centro de pós-graduação, todos os pacientes que se submetem a qualquer tipo de procedimento assinam um termo livre e claro de que

todos os dados recolhidos durante o tratamento podem ser utilizados para fins de investigação e/ou ensino, respeitando sempre o acordo da Declaração de Helsínquia de 1994. Cinquenta e quatro pacientes, que procuraram a clínica para receber tratamento com implantes dentários numa área estética (região premaxilla) e que puderam receber a instalação dentária provisória imediatamente após a instalação do implante, de Maio de 2018 a Abril de 2020, foram incluídos no

presente estudo. Do número total de pacientes que preenchiam as condições propostas para inclusão no estudo, trinta e um eram do sexo feminino e 23 do masculino, com idades compreendidas entre 29 e 58 anos. Um total de 70 conjuntos (implante/abutment) foram capazes de incluir no presente estudo. Todos os implantes foram instalados seguindo os protocolos convencionais determinados para este tipo de procedimento de carga imediata.

Imediatamente após a colocação do implante, como protocolo de rotina para todos os pacientes que recebem implantes, foi medido o torque de instalação, utilizando um torquímetro manual, e a estabilidade inicial dos implantes, através da análise de frequência de ressonância (RFA) utilizando o dispositivo Osstell (Integration Diagnostics AB, Gothenborg, Suécia). O mesmo procedimento de rotina (medição de torque e estabilidade) é aplicado após a instalação dos pilares protéticos instalados. Todos estes dados são registados na história clínica de todos os pacientes observados, independentemente do tipo de tratamento recebido com implantes. Como regra da clínica, apenas os implantes que tenham obtido valores de torque superiores ou iguais a 40 Ncm e, que tenham valores ISQ superiores ou iguais a 70, são submetidos a uma carga imediata.

Só foram incluídos neste estudo pacientes que receberam implantes de conexão Morse taper (implante DuoCone, Implacil De Bortoli, São Paulo, Brasil) e pilares multifuncionais (pilar Ideale, Implacil De Bortoli, São Paulo, Brasil), ambos da mesma marca; pacientes que regressaram das consultas em horários pré-determinados de rotina para o seu tratamento e avaliações subsequentes; pacientes que receberam uma colocação de pilar que não foi removida durante todo o tratamento; e pacientes que tinham todos os dados necessários registados na sua história clínica. Foram excluídos deste estudo os pacientes que receberam tratamento com outros tipos de implantes e pilares, e os pacientes que faltaram às consultas em horários pré-determinados ou que tiveram o pilar removido por algum motivo.

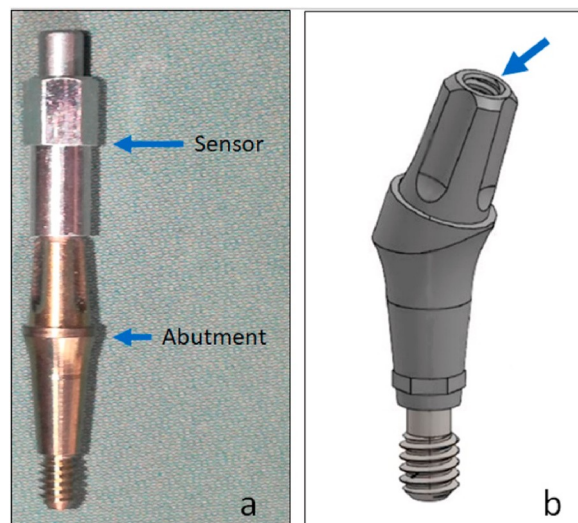
As medições de estabilidade por RFA foram realizadas no momento da instalação do implante e do pilar protético (tempo T1), após 3 meses de instalação do implante no momento da moldagem para fazer a coroa definitiva (tempo T2), após 4 meses (tempo T3) no momento da instalação da coroa definitiva, e após 12 meses (tempo T4) quando as coroas são removidas para avaliação e substituição do parafuso de fixação como uma rotina da clínica. Em todos os casos, para medições da estabilidade inicial do implante, foi utilizado um sensor magnético de tipo 16 (Smartpeg™, Integration Diagnostics AB, Gothenborg, Suécia), e um sensor de tipo 25 para a estabilidade do pilar (Fig. 1a). Apenas os pacientes que receberam o pilar Ideale puderam ser incluídos neste estudo porque a principal característica deste pilar é a possibilidade de fazer coroas aparafusadas ou cimentadas, uma vez que tem roscas internas na sua parte superior semelhantes a um pilar de várias unidades (Fig. 1b). Todos os pacientes seleccionados receberam coroas aparafusadas, tanto provisórias como permanentes. Estes pilares podem ser rectos e angulados a 17 ou 30° (Fig. 2), e esta variável é utilizada para determinar os grupos: pilares rectos (grupo Abt1), angulados a 17 graus

pilar (grupo Abt2), e pilar angular de 30 graus (grupo Abt3).

O modelo de pilar utilizado em cada caso foi devidamente identificado na história clínica de cada paciente.

## 2.2. Avaliação *in vitro*

Para calcular a diferença entre o valor de estabilidade do implante e os valores de estabilidade do pilar nos tempos propostos, foi realizada uma avaliação *in vitro* para comparar os valores ISQ obtidos do pilar submetido a diferentes ciclos mecânicos de correspondendo com os mesmos tempos utilizados durante a avaliação *in vivo*. Dez conjuntos (implantes e pilares) foram utilizados para cada grupo (grupo Abt1, Abt2, e Abt3), totalizando 30 conjuntos. Foram incluídos neste teste implantes de conexão morse taper (implante DuoCone, Implacil De Bortoli, São Paulo, Brasil) e pilares multifuncionais (pilar Ideale, Implacil De Bortoli, São Paulo, Brasil), ambos da mesma marca. Em primeiro lugar, todos os implantes (4 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento) foram inseridos num bloco ósseo artificial (espuma de poliuretano) com dimensões de 20 × 20 × 30 mm (1 bloco por implante). A densidade do bloco de espuma de poliuretano a 30 libras por pé cúbico (PCF 30) para simular uma alta densidade óssea (osso tipo I) [21], procurando evitar possíveis variações nos valores de torque de inserção e estabilidade do implante durante a aplicação de cargas cíclicas. Os implantes foram inseridos a uma velocidade de 30 rpm ao nível da crista óssea, utilizando um



**Fig. 1.** (a) Imagem esquemática do pilar mostrando a parte a aparafusar a coroa; (b) Imagem do sensor magnético aparafusado no pilar.

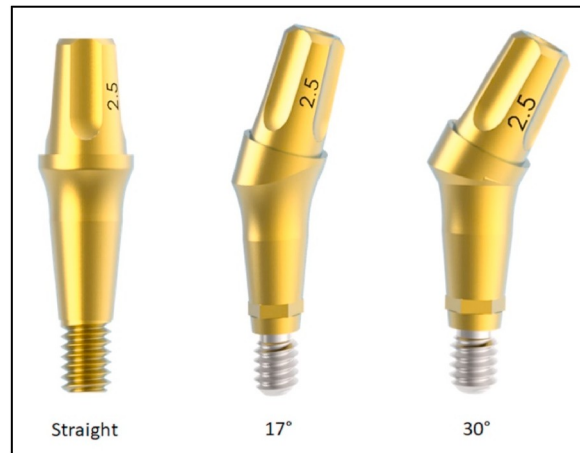


Fig. 2. Imagem dos 3 modelos de pilares (rectos e angulosos) utilizados neste estudo.

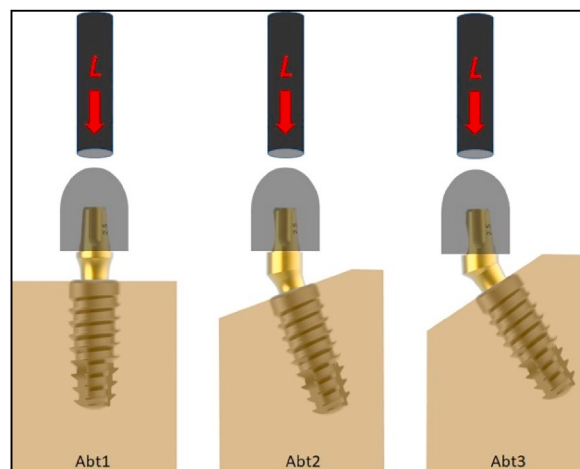
máquina de testes de torque computadorizada CME-30nm (Técnica Industrial Oswaldo Filizola, São Paulo, Brasil). Depois, o valor ISQ foi medido para cada implante, e o pilar foi posicionado, torcido e o ISQ foi medido.

As amostras foram submetidas ao ensaio de ciclagem mecânica utilizando uma máquina Biocycle V2 (BioPDI, São Carlos, Brasil), recebendo uma aplicação de ciclos de carga com uma força controlada de 150 N a 4 Hz de frequência. As medições correspondentes entre tempos/ciclos aplicados dos valores ISQ do pilar foram: sem ciclagem mecânica - momento de instalação do implante e do pilar protético (tempo T1); 90.000 ciclos - correspondentes a 3 meses de implante em função (tempo T2); 120.000 ciclos - correspondentes a 4 meses (tempo T3); e, 360.000 ciclos - correspondentes a 12 meses (tempo T4). Esta quantidade calculada de ciclos correspondentes aos tempos predeterminados foi feita considerando que 360.000 ciclos correspondem a 12 meses de função mastigatória, seguindo as normas (carga aplicada, número de ciclos, e frequência) dos estudos anteriores publicados [16,17]. Além disso, para aplicar os ciclos de carga, foi acoplado um hemisfério metálico em cada pilar. Durante o ciclo mecânico, as amostras foram imersas em água a uma temperatura controlada de  $37 \pm 2^\circ \text{C}$ . Em todos os grupos, a carga foi aplicada em direção axial à angulação do pilar (Fig. 3).

Após aplicação de cada quantidade pré-determinada de ciclos de fadiga, o Smartpeg foi fixado ao pilar, como mostrado anteriormente na Fig. 1, e a estabilidade foi medida utilizando o dispositivo Osstell. Além disso, no final dos ciclos mecânicos propostos, os pilares foram cuidadosamente removidos, e a estabilidade do implante foi novamente medida para verificar que não houve alteração dos valores iniciais do ISQ.

### 2.3. Sequência da broca utilizada

Em ambos os estudos (in vivo e in vitro), a sequência de perfuração utilizada seguiu exactamente as recomendações do fabricante para cada diâmetro e comprimento de implante utilizado. A figura 4 mostra uma imagem com a sequência de perfurações utilizadas para instalar implantes com diâmetros de 3,5 e 4,0 mm.



**Fig. 3.** Imagem esquemática da aplicação da direcção da carga ( $L$ ) durante o ciclo mecânico nas amostras de cada grupo.



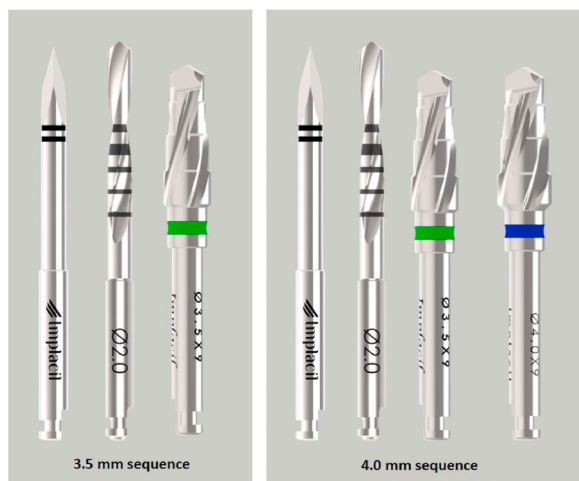


Fig. 4. Imagem representativa mostrando a sequência de brocas utilizadas para instalar implantes com diâmetros de 3,5 e 4,0 mm.

#### 2.4. Análise estatística

Todos os dados recolhidos foram avaliados estatisticamente utilizando o software GraphPad Prism 5.01 (GraphPad Software Inc., San Diego, EUA), considerando em todos os casos o valor de  $p < 0,05$  como estatisticamente significativo. Primeiro, o teste ANOVA foi utilizado para detectar diferenças ISQ entre todos os tempos considerados (T1, T2, T3, form T4). Além disso, os valores ISQ entre os 3 modelos de pilares diferentes utilizados ao mesmo tempo foram comparados utilizando o teste de comparação múltipla de Bonferroni. Os valores ISQ obtidos in vivo e in vitro do pilar foram comparados ao mesmo tempo, utilizando o teste  $t$ . A possível correlação entre os valores de torque de inserção do implante e os valores ISQ, a angulação do pilar e os valores ISQ, o tempo e os valores ISQ, e a análise in vivo e in vitro foram analisados utilizando o teste de correlação de Pearson.

### 3. Resultados

#### 3.1. Resultados in vivo

Foram avaliados setenta conjuntos IA de quarenta e quatro pacientes (31 mulheres e 23 homens, de 29 a 58 anos de idade). Durante os períodos de avaliação, todos os implantes utilizados para esta análise apresentaram osseointegração. A média global e o desvio padrão do torque de inserção foi de  $52,1 \pm 8,12$  Ncm, e para o ISQ foi de  $74,4 \pm 3,17$ . Em relação ao torque de inserção usando os parâmetros de dimensão, não foi detectada qualquer diferença estatística entre o diâmetro de ambos os implantes (teste  $t$ : valor  $p = 0,0796$ ), e no comprimento dos 3 implantes (teste ANOVA: valor  $p = 0,4186$ ). Quanto aos valores ISQ dos implantes, comparando os dados entre os dois diâmetros, houve uma diferença significativa (teste  $t$ : valor  $p = 0,0207$ ), e entre os 3 comprimentos não foi detectada diferença (teste ANOVA: valor  $p = 0,9001$ ). A tabela 1 apresenta a distribuição dos implantes em termos de diâmetro, comprimento, valor médio do torque de inserção, e valores ISQ do implante.

O número de amostras analisadas em cada grupo foi: 35 pilares para o grupo Abt1 (rectos), 26 pilares para o grupo Abt2 ( $17^\circ$ ), e 9 pilares para o grupo Abt3 (30). A figura 5 mostra os detalhes da distribuição e quantidade de implantes e pilares em cada posição.

Os valores ISQ do pilar recolhidos durante a análise in vivo retrospectiva foram comparados estatisticamente entre os 3 grupos propostos ao mesmo tempo, e não foram observadas diferenças entre eles (Quadro 2).

#### Quadro 1

Dados demográficos dos implantes.

Detalhes da implantação			
Número de pacientes (total)	54		
Número de implantes (total)	70		
Detalhes do implante	Número de implantes	T1 (em Ncm)	ISQ
Ø 3,5 mm	14	$48.8 \pm 7.70$	$74.0 \pm 3.21$
Ø 4,0 mm	56	$53.0 \pm 8.01$	$76.1 \pm 2.38$
L 11 mm	20	$51.3 \pm 8.06$	$74.5 \pm 3.35$
L 13 mm	46	$52.0 \pm 8.32$	$74.4 \pm 3.19$

---

O: Diâmetro; L: comprimento; ISQ: quociente de estabilidade do implante; IT: torque de inserção.

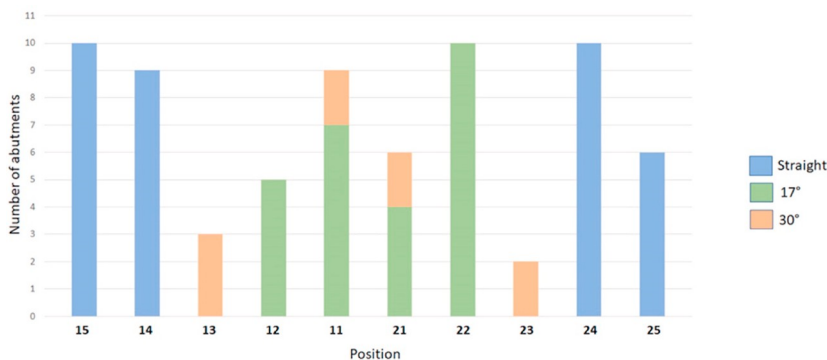


Fig. 5. Detalhes da distribuição do implante e do pilar em cada posição do dente.

Em seguida, foi utilizada uma média geral feita entre os grupos para as comparações. Os dados globais dos valores do quociente de estabilidade do implante obtidos para todos os grupos em cada tempo de avaliação foram  $61,5 \pm 3,94$  (95% CI: [60-63]) em T1,  $62,8 \pm 3,73$  (95% CI, [61-64]) em T2,  $63,4 \pm 3,08$  (95% CI: [61-64]) em T3, e  $66,5 \pm 4,33$  (95% CI: [63-68]) em T4. A análise estatística comparando estes dados entre os 4 tempos de avaliação mostrou uma diferença significativa ( $p < 0,0001$ ). A figura 6 mostra um gráfico de caixa com a distribuição dos dados.

### 3.2. Resultados in vitro

Todos os valores ISQ recolhidos durante o teste in vitro foram comparados estatisticamente entre os 3 grupos propostos ao mesmo tempo, e não foram observadas diferenças entre eles ( $p > 0,05$ ). Depois, foi utilizada uma média geral feita entre os grupos para as comparações e para a diferença percentual em relação ao ISQ do implante, que são mostradas no Quadro 3.

Os valores ISQ iniciais e finais do implante (após ciclagem mecânica) permaneceram praticamente os mesmos em todas as amostras, sem diferença estatística. A evolução percentual da diferença calculada das médias entre os tempos do valor ISQ do pilar foi: 2,8% para T1 a T2, 1,1% para T2 a T3, e 4,0% para T3 a T4. A análise estatística comparando estes valores medidos entre os 4 momentos de avaliação (T1-T4) mostrou uma diferença significativa ( $p < 0,0001$ ) entre eles. Enquanto que, comparando os valores ISQ do pilar recolhidos durante a análise in vitro, entre os 3 grupos propostos ao mesmo tempo, e não foram observadas diferenças entre eles (Quadro 4).

Comparando a evolução entre as duas análises realizadas (in vivo e in vitro) ao mesmo tempo, não foram detectadas diferenças significativas entre os valores ISQ. O gráfico da figura 7 mostra a evolução e as comparações estatísticas.

### 3.3. Análise de correlações

Não foi detectada qualquer correlação entre os valores de torque de inserção do implante e os valores ISQ, a angulação do pilar e os valores ISQ, e o tempo e os valores ISQ testados. Contudo, entre os valores ISQ in vivo e in vitro, foi detectada uma forte correlação ( $r = 0,7093$ ).

## 4. Discussão

A técnica de avaliação do micromovimento por análise de frequência de ressonância (RFA) permite a observação da estabilidade dos implantes e pilares de forma não invasiva e sem danos para o paciente, pode ser considerada como um evento normal sem alterar a prática de rotina [22,23]. A obtenção destes dados (micromovimento de pilares) só foi possível em testes realizados in vitro com o uso de imagens de microtomografia 3D ou imagens radiográficas [11,17,18]. Esta técnica RFA permite a análise do mesmo conjunto (IA) em momentos diferentes, ou seja, é possível avaliar a mesma amostra em momentos diferentes, permitindo avaliar o seu comportamento e/ou as alterações que ocorreram. Outras técnicas in vitro foram utilizadas para verificar a interface entre o implante e o pilar, a maioria delas através de microscopia electrónica de varrimento e com destruição das amostras pelos cortes efectuados para estas avaliações [5,10,19]. Nestes estudos in vitro, foi demonstrado que os conjuntos IA com ligação cônica apresentam espaços (lacunas) na região cervical da ligação e contacto na região mais apical antes da aplicação de cargas. Contudo, após a aplicação de cargas, estes espaços desapareceram ao longo de todo o comprimento de contacto entre o abutment e o implante. Os resultados obtidos no presente estudo, ao medir a estabilidade dos pilares instalados imediatamente após a colocação dos implantes e no teste in vitro, mostraram um comportamento semelhante, que

### Quadro 2

Análise estatística dos dados in vivo comparando os grupos nas 4 vezes propostas utilizando o teste de comparação múltipla de Bonferroni.

Teste de Comparação Múltipla de Bonferroni	T1	T2	T3	T4
--	----	----	----	----

---

Abt1 vs Abt2	$p = 0.0564$	$p = 0.2253$	$p = 0.1846$	$p = 0.0728$
Abt1 vs Abt3	$p = 0.7917$	$p = 0.0567$	$p = 0.0858$	$p = 0.7364$
Abt2 vs Abt3	$p = 0.3717$	$p = 0.0772$	$p = 0.1554$	$p = 0.0769$

---

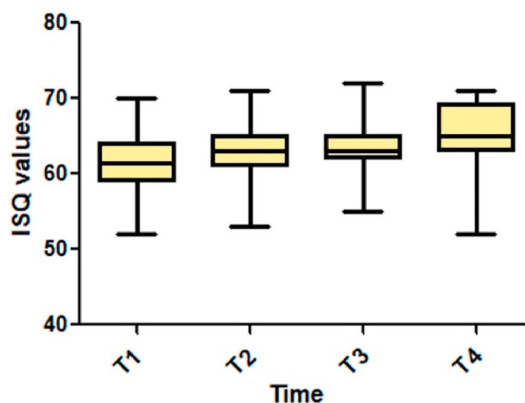


Fig. 6. Um gráfico de caixa mostrando a distribuição dos valores médios do ISQ do pilar nas quatro vezes.

**Quadro 3**

Dados obtidos na análise in vitro.

Parâmetro	T1	T2	T3	T4
IT	45.5 ± 2.63	–	–	–
Imp ISQ	73.9 ± 1.64	–	–	73.7 ± 1.57
Abt ISQ	61.5 ± 2.66	63.2 ± 3.02	63.9 ± 2.55	66.5 ± 2.97

**Quadro 4**

Análise estatística dos dados in vitro comparando os grupos nos 4 tempos de proposta.

Teste de Comparação Múltipla de Bonferroni	T1	T2	T3	T4
Abt1 vs Abt2	$p = 0.6149$	$p = 0.8193$	$p = 0.7894$	$p = 0.7322$
Abt1 vs Abt3	$p = 0.7894$	$p = 0.9696$	$p = 0.8475$	$p = 0.5406$
Abt2 vs Abt3	$p = 0.9695$	$p = 0.8193$	$p = 0.8161$	$p = 0.8489$

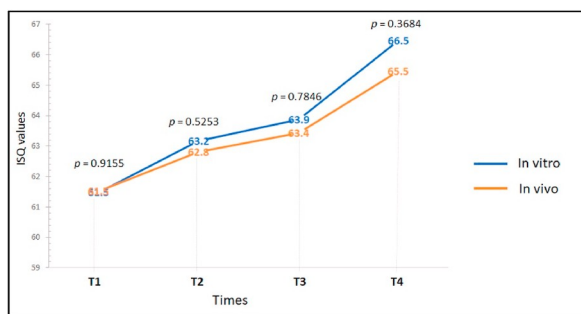


Fig. 7. Gráfico de linhas comparando a evolução do ISQ entre as duas análises realizadas (in vivo e in vitro), mostrando ao mesmo tempo os valores estatísticos calculados. Não foram detectadas diferenças significativas entre os valores ISQ ao mesmo tempo.

é, houve um aumento nos valores ISQ medidos a partir do valor inicialmente obtido (linha de base).

Os micromovimentos nos conjuntos IA podem produzir alterações na superfície do implante, bem como no parafuso de fixação do pilar e nas interfaces comuns [24]. Estes micromovimentos podem causar perda de pré-carga, o que resulta numa redução das forças de contacto entre o cilindro do pilar e o corpo do implante e, conseqüentemente, no afrouxamento do parafuso de fixação [25]. Além disso, os micromovimentos existentes nos conjuntos IA permitem a passagem de bactérias e seus fluidos gerados, o que pode causar inflamação de diferentes intensidades nos tecidos peri-implantares [26]. Por estas razões, o nosso estudo procurou avaliar clinicamente a estabilidade dos pilares com ligação Morse taper em momentos diferentes, uma vez que até agora não existiam publicações semelhantes na literatura. Com o desenvolvimento do pilar multifuncional Ideale, que permite o fabrico de coroas cimentadas e/ou aparafusadas [27], foi possível desenvolver este estudo mostrando o comportamento deste tipo de ligação.

Relativamente aos 3 tipos de angulação de pilares testados no presente estudo, pilares rectos e angulados (17 e 30°), recentes

estudos têm mostrado uma diminuição dos valores do untorque nos pilares indexados em relação à sua inclinação após ciclagem mecânica, e os pilares protéticos com 30° de angulação tinham os valores mais baixos [28]. Conclusões semelhantes foram descritas noutro estudo, que sugeriu que o afrouxamento dos parafusos aumenta com o aumento das angulações dos pilares e comprimentos dos colarinhos após carga cíclica dinâmica [29]. Contudo, Hsu e Collaborates mostraram que o desempenho clínico dos pilares angulados é comparável ao dos pilares rectos no que diz respeito tanto às respostas dos tecidos moles como às taxas de sobrevivência global [30]. Contudo, estudos de análise in vitro de tensão/estirpe de pilares angulados mostraram que os níveis de tensão/estirpe aumentam à medida que aumenta a angulação dos pilares. Além disso, estudos comparando o nível de micromovimento entre um pilar recto, uma angulação de 15°-25° pilar, foi observado um aumento do nível de micromovimento em 30% [29,31]. No ensaio de ciclagem mecânica, onde foi utilizado um osso sintético para fixar os implantes, estes tiveram o mesmo valor ISQ em todos os tempos de medição pré-determinados, ou seja, ao contrário do cenário clínico, onde os valores ISQ do implante devem ter sido submetidos a variações durante a osteointegração dos implantes, os valores ISQ dos pilares mostraram uma evolução muito semelhante à do ensaio in vitro. Estes resultados sugerem que, neste modelo de conjuntos de ligação cônica testados, os valores ISQ dos pilares eram independentes dos valores ISQ dos implantes. Contudo, estudos clínicos que avaliaram a evolução do ISQ nos implantes mostraram que os implantes com ISQ elevado (>70), 3 meses mais tarde, os valores não mostravam muita diferença [32].

Clinicamente, no nosso presente estudo, o torque de inserção do implante não mostrou diferenças estatisticamente significativas independentemente das dimensões utilizadas (diâmetro e/ou comprimento), corroborando estudos publicados por outros autores [33,34]. Quanto aos valores ISQ avaliados de acordo com as dimensões dos implantes imediatamente após a implantação, apenas entre os 2 diâmetros (3,5 e 4,0 mm) foram detectadas diferenças estatisticamente significativas, semelhantes a outros estudos publicados [33,34]. Como demonstrado pelos resultados, principalmente pelos dados obtidos in vitro, era evidente que os valores de estabilidade medidos correspondiam à estabilidade do pilar, uma vez que como o valor ISQ do implante inserido no osso sintético não se alterou, a variação encontrada corresponde ao pilar. Assim, como os resultados eram independentes, podemos sugerir que o tamanho do implante não afecta o comportamento do pilar. Embora devamos ser sempre cautelosos com os resultados obtidos in vitro, no presente estudo foi necessário obter esta informação para corroborar clinicamente os dados obtidos.

A introdução do conceito denominado "um pilar uma vez" tem sido amplamente utilizado na dentisteria de implantes devido às vantagens que traz aos pacientes em relação a um possível desconforto [35]. No entanto, estudos têm demonstrado que este conceito não apresenta diferenças nos resultados clínicos relativamente à utilização de pilares que estão ligados e desconectados ao implante [36]. Inicialmente, a proposta deste conceito tinha como principal objectivo melhorar o estado dos tecidos peri-implantares e reduzir a predação óssea em volta dos implantes, o que não foi confirmado nos resultados obtidos nos estudos clínicos [37]. No presente estudo, todos os pilares avaliados foram instalados e torcidos no momento da instalação dos implantes, e já não foram removidos, tornando assim impossível avaliar os possíveis efeitos gerados pela manobra de ligar e desligar o pilar. Como descrito anteriormente, os resultados mostraram uma importante evolução na estabilidade medida por RFA ao longo do tempo, que provavelmente seria diferente se os pilares fossem desconectados durante o período de avaliação. Contudo, não foram incluídos dados de situações em que os pilares tivessem de ser removidos por alguma razão, o que poderia ser um bom tópico para estudos futuros.

Como limitações do presente estudo, podemos mencionar a falta de comparação do pilar testado com outros tipos de pilares e outros modelos de ligações entre o pilar e o implante [38]. Além disso, a diferença no número homogêneo de modelos de pilares analisados no estudo in vivo, facto que é inerente à vontade dos investigadores.

## 5. Conclusões

A utilização da análise da frequência de ressonância para medir a estabilidade dos pilares utilizados neste estudo mostrou que houve um aumento progressivo da estabilidade entre os tempos pré-determinados para as medições. Além disso, os resultados mostraram que com a aplicação de cargas sobre os pilares, a união entre o pilar e o implante é aumentada neste tipo de sistema testado. Foi encontrada uma forte correlação entre os valores ISQ dos pilares obtidos in vitro e in vivo.

**Declaração do Conselho de Revisão Institucional:** O presente estudo clínico foi realizado no Centro de Pós-Graduação de Bioface/PgO/UCAM (Uruguai), em plena conformidade com os princípios éticos, incluindo a Declaração da Associação Médica Mundial de Helsínquia e os requisitos adicionais da legislação uruguaia. O comité de ética responsável pela avaliação dos estudos que envolvem pacientes classificou o estudo como isento de revisão ética, uma vez que todos os procedimentos realizados eram de rotina, e envolvem a utilização de dados existentes que contêm apenas dados não identificáveis sobre seres humanos. Os pacientes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido por escrito.

**Declaração de Consentimento Livre e Esclarecido:** Todos os participantes seleccionados foram informados sobre as condições e o tipo de estudo que seria realizado, e completaram e assinaram o consentimento informado de acordo com o acordo da Declaração de Helsínquia de 1994.

## Declaração de contribuição do autor

Sergio Gehrke: Concebeu e concebeu as experiências; Realizou as experiências; Analisou e interpretou os dados; Contribuiu com reagentes, materiais, ferramentas de análise ou dados; Escreveu o papel.

Guillermo Castro Cortellari: Concebeu e concebeu as experiências; Realizou as experiências; Analisou e interpretou os dados.

Piedad N. De Aza & José Henrique Cavalcanti de Lima: Concebeu e desenhou as experiências; Escreveu o papel. Juan

Carlos Prados Frutos: Analisou e interpretou os dados; Escreveu o papel.



## Financiamento

Parte deste trabalho foi apoiado pelo Ministério da Ciência e Inovação-Grant PID2020-116693 R B-C21 financiado por MCIN/AEI/10.13.039/501,100,011,033.

## Declaração de disponibilidade de dados

Os dados serão disponibilizados mediante pedido.

## Declaração de interesse

Os autores declaram que não têm interesses financeiros ou relações pessoais concorrentes conhecidos que possam parecer ter influenciado o trabalho relatado neste artigo.

## Referências

- [1] S.A. Gehrke, G.C. Cortellari, G.V. de Oliveira Fernandes, A. Scarano, R.G. Martins, R.M. Cançado, A.M.M. Mesquita, Randomized clinical trial comparing insertion torque and implant stability of two different implant macrogeometries in the initial periods of osseointegration, *Medicina* 59 (1) (2023) 168.
- [2] G. Haiat, H.L. Wang, J. Brunski, Effects of biomechanical properties of the boneimplant interface on dental implant stability: from in silico approaches to the patient's mouth, *Annu. Rev. Biomed. Eng.* 16 (2014) 187–213.
- [3] D.C.C. Alves, P.S.P. Carvalho, E.F. Martinez, Análise microbiológica in vitro de selagem bacteriana na interface do pilar do implante, utilizando dois modelos de implantes mais cônicos, *Braz. Amolgadela. J.* 25 (1) (2014) 48–53.
- [4] A.Y. Alqutaibi, A.N. Aboalrejal, Microgap e micromoção na interface do pilar do implante causam perda óssea marginal em torno do implante dentário, mas são necessárias mais provas, *J. Evidência. Pract.* 18 (2) (2018) 171–172.
- [5] S.A. Gehrke, R.A. Delgado-Ruiz, J.C. Prados Frutos, M. Prados-Privado, B.A. Dedavid, J.M. Granero Marín, J.L. Calvo Guirado, Misfit de três conexões diferentes de pilares de implantes antes e depois da aplicação de carga cíclica: um estudo in vitro, *Int. J. Oral Maxillofac. Implantes* 32 (4) (2017) 822–829.
- [6] S.P. Passos, L. Gressler May, R. Faria, M. Ozcan, M.A. Bottino, Implant-abutment gap versus colonização microbiana: significado clínico baseado numa revisão bibliográfica, *J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.* 101 (7) (2013) 1321–1328.
- [7] T. Koutouzis, H. Gadalla, T. Lundgren, Bacterial colonization of the implant-abutment interface (IAI) of dental implants with a sloped margin design: an in vitro study, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 18 (1) (2016) 161–167.
- [8] DM Fo Gois, V.T. Gois-Santos, R.S. Silva, A.C. Marqueti, A.R.G. Cortes, C.L. Trento, Avaliação da selagem entre o pilar e a conexão interna do implante dentário cone morse: microgaps entre o implante e o pilar, *Clin Lab Res Dent* 2018 (2018) 1–6.
- [9] E.C.L.C.M. Dias, M. Sperandio, M.H. Napimoga, associação entre microgap implante-abutment e circularidade do implante à fuga bacteriana: um estudo in vitro utilizando implantes de conexão cônica, *Int. J. Oral Maxillofac. Implantes* 33 (3) (2018) 505–511.
- [10] S.A. Gehrke, J.A. Shibli, J.S. Aramburú Jr., J.E.M. Sanchez de Val, J.L. Calvo-Girardo, B.A. Dedavid, Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection, *Braz. Res. Oral* 30 (1) (2016) e40.
- [11] S.A. Gehrke, B.A. Dedavid, J.M.G. Marín, L. Canullo, Comportamento de implantes e conjuntos de pilares de três conexões diferentes durante a aplicação de carga nãoaxial: um estudo experimental in vitro utilizando um método radiográfico, *Bio Med. Mater. Eng.* 33 (2) (2022) 101–112.
- [12] T. Grobecker-Karl, M. Karl, Correlação entre micromoção e formação de fendas na interface implante-abutment, *Int. J. Prosthodont (IJP)* 30 (2) (2017) 150–152.
- [13] C.M. Schmitt, G. Nogueira-Filho, H.C. Tenenbaum, J.Y. Lai, C. Brito, H. Doiring, J. Nonhoff, Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review, *J. Biomed. Mater. Res.* 102 (2) (2014) 552–574.
- [14] A.S. Vinhas, C. Aroso, F. Salazar, P. López-Jarana, J.V. Rios-Santos, M. Herrero-Climent, Review of the mechanical behavior of different implant-abutment connections, *Int. J. Environ. Res. Publ. Saúde* 17 (22) (2020) 8685.
- [15] M.B. de Moura, K.R.T. Loureiro, L.B. Lima, C. Felippi, P.C.S. Júnior, Comportamento biomecânico de três tipos diferentes de ligações internas cônicas após ensaios de carga cíclica e estática: experimental in vitro, *Int J Implant Dent* 6 (1) (2020) 41.
- [16] Z. Li, S. Gao, H. Chen, R. Ma, T. Wu, H. Yu, Micromotion of implant-abutment interfaces (IAI) after loading: correlation of finite element analysis with in vitro performances, *Med. Biol. Eng. Comput.* 57 (5) (2019) 1133–1144.
- [17] H. Zipprich, P. Weigl, C. Ratka, B. Lange, H.C. Lauer, The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol, *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 20 (5) (2018) 814–823.
- [18] A. Scarano, L. Valbonetti, M. Degidi, R. Pecci, A. Piattelli, P.S. de Oliveira, et al., Superfícies de contacto implante-abutment e medições de microgapasso de diferentes conexões de implantes sob microtomografia de raios X tridimensional, *Implant Dent.* 25 (5) (2016) 656–662.
- [19] S.A. Gehrke, R. De Carvalho Serra, Desempenho de fadiga de carga da ligação implante-abutment cônico: efeito do nível de binário e junção de interface, *Minerva Stomatol.* 64 (1) (2015) 1–7.
- [20] S.A. Gehrke, A. Pereira Fde, Changes in the abutment-implant interface in Morse taper implantation connections after mechanical cycling: a pilot study, *Int. J. Oral Maxillofac. Implantes* 29 (4) (2014) 791–797.
- [21] L. Comuzzi, G. Iezzi, A. Piattelli, M. Tumedei, Uma avaliação in vitro, em folhas de espuma de poliuretano, dos valores de torque de inserção (IT), dos valores de torque de extração, e da análise de frequência de ressonância (RFA) dos implantes dentários NanoShort, *Polímeros* 11 (6) (2019) 1020.
- [22] G. Gupta, Quociente de Estabilidade de Implantes (ISQ): um guia fiável para o tratamento com implantes [Internet], in: D. Gabrić, M. Vuletić (Eds.), *Current Concepts in Dental Implantology - from Science to Clinical Research*, IntechOpen, London, 2022, <https://doi.org/10.5772/intechopen.101359> [citado 2022 Out 20]. Disponível a partir de: <https://www.intechopen.com/chapters/79724>.
- [23] C.D. Schlesinger, RFA e a sua utilização em dentisteria de implantes [Internet], in: D. Gabrić, M. Vuletić (Eds.), *Current Concepts in Dental Implantology - from Science to Clinical Research*, IntechOpen, London, 2022, <https://doi.org/10.5772/intechopen.99054> [citado 2022 Out 20], <https://www.intechopen.com/chapters/77842>.
- [24] H.Y. Asmarz, G.L. Magrin, A.M. Prado, B.B. Passoni, C.A. Magalhães Benfatti, Evaluation of removal torque and internal surface alterations in frictional morse taper connections after mechanical loading associated or not with oral biofilm, *Int. J. Oral Maxillofac. Implantes* 36 (3) (2021) 492–501.
- [25] M.D. Kofron, M. Carstens, C. Fu, H.B. Wen, In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections, *Clin. Biomech.* 65 (2019) 92–99.
- [26] Y. Liu, J. Wang, Influências do microgap e micromoção da interface implante-abutment na perda óssea marginal em torno do colo do implante, *Arco. Oral Biol.* 83 (2017) 153–160.
- [27] S.A. Gehrke, B.A. Dedavid, G.V. de Oliveira Fernandes, A new design of a multifunctional abutment to morse taper implant connection: experimental mechanical analysis, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 116 (2021), 104347.
- [28] D. Hein, J.C. Joly, M.H. Napimoga, D.C. Peruzzo, E.F. Martinez, Influence of abutment angulation on loss of prosthodontic abutment torque under mechanical cycling, *J. Prosthet. Dent* 125 (2) (2021) 349.e1–349.e6.
- [29] M.A.Y. El-Sheikh, T.M.N. Mostafa, M.M. El-Sheikh, Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading, *Int J Implant Dent* 4 (1) (2018) 39.

- [30] M.L. Hsu, T.F. Chung, H.C. Kao, Clinical applications of angled abutments - a literature review, *Chin. Dent. J.* 24 (2005) 15–21.
- [31] H.C. Kao, Y.W. Gung, T.F. Chung, M.L. Hsu, The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis, *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 23 (4) (2008) 623-630.
- [32] C. Stacchi, G. Troiano, G. Montaruli, M. Mozzati, L. Lamazza, A. Antonelli, A. Giudice, T. Lombardi, Alterações na estabilidade do implante utilizando diferentes técnicas de preparação do local: brocas de osseodensificação versus cirurgia piezoelétrica. Um ensaio clínico multicêntrico prospectivo randomizado controlado, *Clin. Implantation Dent. Relat. Res.* (2022 Oct 3), <https://doi.org/10.1111/cid.13140> (Epub antes da impressão).
- [33] M. Gómez-Polo, R. Ortega, C. Gómez-Polo, C. Martín, A. Celemin, J. Del Río, O comprimento, o diâmetro ou a qualidade óssea afectam a estabilidade primária e secundária dos implantes dentários auto-radiculares? *J. Oral Maxillofac. Surg.* 74 (7) (2016) 1344-1353.
- [34] E. Bedrossian, A largura e o comprimento dos implantes dentários são importantes? *Comp. Cont. Educ. Dent.* 41 (7) (2020) e1-e5.
- [35] N. Hamudi, E. Barnea, E. Weinberg, A. Laviv, E. Mijiritsky, S. Matalon, L. Chaushu, R. Kolerman, 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.* 11 (1) (2021) 74.
- [36] L.F.G. Praça, R.C. Teixeira, R.O. Rego, Influence of abutment disconnection on peri-implant marginal bone loss: a randomized clinical trial, *Clin. Oral Implants Res.* 31 (4) (2020) 341-351.
- [37] J.V. Ríos-Santos, G. Tello-González, P. La'zaro-Calvo, F.J. Gil Mur, B. Ríos-Carrasco, A. Fernández-Palacín, M. Herrero-Climent, One abutment one time: a multicenter, prospective, controlled, randomized study, *Int. J. Environ. Res. Publ. Saúde* 17 (24) (2020) 9453.
- [38] A. Scarano, C. Lorusso, C. Di Giulio, A. Mazzatenta, Avaliação da capacidade de selagem do parafuso de cicatrização do implante utilizando análise de compostos orgânicos voláteis em tempo real: hexágono interno versus cone morse, *J. Periodontol.* 87 (12) (2016) 1492–1498.