

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Caraterização biomecânica de implantes com diferentes
conexões e materiais**

Ji Hye Huh

Orientadores:

Professor Doutor André Tsou Chen

Professor Doutor João Manuel Mendes Caramês

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2022

Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



**Caraterização biomecânica de implantes com diferentes
conexões e materiais**

Ji Hye Huh

Orientadores:

Professor Doutor André Tsou Chen

Professor Doutor João Manuel Mendes Caramês

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2022

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor André Chen, meu orientador, por toda a ajuda e tempo despendido para a realização desta tese. Agradeço a sua disponibilidade constante, a sabedoria que me transmitiu e o entusiasmo que demonstra por esta área, o que me motivou durante toda a elaboração deste trabalho. Foi um grande privilégio aprender consigo.

Ao Professor Doutor João Caramês por ter aceitado ser meu co-orientador.

Aos Professores Doutores Luís Filipe Reis e Maria de Fátima Vaz, Professores Associados do departamento de Engenharia Mecânica do Instituto Superior Técnico, pela ajuda que me forneceram na realização dos ensaios laboratoriais e na compreensão dos conceitos de física e fadiga. Obrigada à Professora Maria de Fátima pela sua participação incansável que possibilitou a realização célere dos ensaios e ao Professor Luís pela sua ajuda indispensável no laboratório e por esclarecer prontamente a todas as minhas dúvidas.

À Straumann, por fornecer os implantes necessários para a realização deste estudo.

À Mariana do IAD que fresou as coroas.

Às Chenas, por terem passado por isto comigo. Obrigada por todo o *brainstorming* e companhia no desespero, são as melhores.

Aos amigos que a faculdade me trouxe: sem vocês não teria sido o mesmo. Um especial obrigada à Inês e à Isabel, que partilharam comigo todos os momentos que tornaram estes cinco anos inesquecíveis. Obrigada pela vossa paciência e amizade para comigo desde o início.

Aos meus pais e irmã, por estarem sempre cá para mim. Obrigada pelo vosso apoio incondicional durante o meu percurso académico. São a minha maior fonte de força e motivação.

Um muito obrigada a todos os que fizeram parte desta jornada, direta e indiretamente!

RESUMO

Objetivo: Caracterizar a biomecânica de implantes dentários com diferentes macrogeometrias e composições estruturais, através de um estudo de fadiga *in vitro*, em que foram comparadas duas conexões internas distintas e avaliado o seu desempenho mecânico, tendo um implante de peça única como controle.

Materiais e métodos: Foram avaliados 3 implantes – 1 de uma peça (100% dióxido de zircônio) e 2 de duas peças (liga titânio-zircônia) – entre os de duas peças, um com uma conexão cônica 8° e um octógono interno, e outro com uma conexão cônica de 7°. Os implantes foram montados num bloco de osso artificial customizado e submetidos a 120.000 cargas cíclicas axiais, através de uma máquina universal de ensaios mecânicos, que permitiu simular 6 meses de mastigação humana. Foram definidos como parâmetros físicos: $F_{\text{máx}} = 272 \text{ N}$, $F_{\text{min}} = 27,2 \text{ N}$, $A = 122 \text{ N}$, $R = 0,1$, $F = 5 \text{ Hz}$.

Resultados: Todos os três ensaios foram concluídos com sucesso, sem haver fratura ou desaparafusamento de nenhum componente do sistema implantar, durante ou depois dos testes. O deslocamento para o implante cerâmico de uma peça foi o menor dos três. A análise estatística revelou uma diferença estatisticamente significativa entre os parâmetros testados para os três implantes, rejeitando-se as hipóteses nulas do estudo.

Conclusão: Este estudo permite concluir que os sistemas implantares usados são mecanicamente estáveis, especialmente a sua resistência à fadiga. Os implantes com conexões internas são uma opção de reabilitação previsível e o implante de conexão cônica 7° relevou ter um comportamento semelhante ao implante de peça única.

Palavras-chave: implantes dentários, fadiga, zircônia, uma peça, conexão

ABSTRACT

Aim: To characterize the biomechanics of dental implants with different macrogeometry and structural composition, through a load fatigue *in vitro* test, where the performance of two distinct internal implant-abutment connections were compared, with a one-piece implant as a control group.

Methods: A total of 3 implants were assessed – 1 one-piece implant (100% zirconium dioxide) and 2 two-piece (titanium-zirconia alloy) – within the two-piece implants, one had a conical connection of 8° and an internal octagon, and the other had a 7° conical connection. The implants were placed in customized artificial bone and under 120.000 axial cyclic loads, using a universal fatigue testing machine, that simulated 6 months of oral service. The physical parameters were defined as: 272 N maximum load, 27,2 N minimum load, 122 N amplitude, R = 0,1 and 5 Hz frequency.

Results: All 3 implants were tested and none of them suffered fracture or unscrewing of components during or after the tests. The displacement was lowest on the one-piece ceramic implant. Statistical analysis showed a significant difference for all the parameters tested on the 3 implants, so the null hypothesis was rejected.

Conclusion: The implants used in this study have mechanical stability and flexural strength. The implants with internal connections are a predictable prosthodontic option. The 7° conical connection implant has a similar mechanical behavior as the one-piece implant.

Keywords: dental implants, cyclic fatigue, zirconia, one-piece implant, abutment connection

ÍNDICE

AGRADECIMENTOS	ii
RESUMO	iv
ABSTRACT	vi
ÍNDICE	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	ix
ÍNDICE DE TABELAS	x
LISTA DE ABREVIATURAS	xi
LISTA DE SÍMBOLOS	xii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Reabilitação oral com implantes dentários	1
1.2. Materiais usados nos implantes dentários.....	1
1.3. Implante de uma peça e de duas peças	2
1.4. Conexões implante-pilar	3
1.5. Osso alveolar	4
1.6. Testes mecânicos de fadiga	5
2. OBJETIVOS E HIPÓTESES	7
3. MATERIAIS E MÉTODOS	9
3.1. Sistemas de implantes testados	9
3.2. Osso artificial Sawbones®.....	11
3.3. Preparação dos espécimes.....	12
3.4. Condições dos ensaios mecânicos	13
3.5. Análise estatística	16
4. RESULTADOS	17
5. DISCUSSÃO.....	22
5.1. Relevância clínica.....	25
5.2. Limitações do estudo	25
6. CONCLUSÃO	26
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	27
8. ANEXOS.....	35
8.1. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a força máxima	35
8.2. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a força mínima	36
8.3. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a amplitude	37
8.4. Resultados do teste Kruskal-Wallis para o deslocamento	38

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Implante SP	9
Figura 2 – Implante BLX	10
Figura 3 – Implante PCM	10
Figura 4 – Esquema bloco de osso Sawbones®	11
Figura 5 – Fotografias da amostra SP montada no osso	12
Figura 6 – Fotografias da amostra BLX montada em osso	12
Figura 7 – Fotografias da amostra PCM montada em osso	13
Figura 8 – Fotografia do espécime de teste no dispositivo de fixação	13
Figura 9 – Máquina de ensaios de fadiga	14
Figura 10 – Ensaio preliminar	15
Figura 11 – Espécimes montados na máquina submetidos a cargas cíclicas	16
Figura 12 – Deslocamento nos primeiros 100 ciclos	19
Figura 13 – Deslocamento nos primeiros 1000 ciclos	19
Figura 14 – Deslocamento nos últimos 1000 ciclos	19

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Resumo dos parâmetros utilizados nos ensaios de fadiga	15
Tabela 2 – Estatísticas descritivas da força máxima	17
Tabela 3 – Estatísticas descritivas da força mínima	17
Tabela 4 – Estatísticas descritivas da amplitude de forças	18
Tabela 5 – Estatísticas descritivas do deslocamento	20

LISTA DE ABREVIATURAS

BLX	Implante <i>Bone Level</i>
ISO	<i>International Organization for Standardization</i>
PCM	Implante <i>Pure Ceramic Monotype</i>
SP	Implante <i>Standard Plus</i>
Ti	Titânio
vs	<i>Versus</i>
Y-TZP	<i>Yttria-stabilised Tetragonal Zirconia Polycrystals</i>
Zr	Zircónia

LISTA DE SÍMBOLOS

°	Graus
°C	Graus Celsius
p	Nível de significância
A	Amplitude
cm	Centímetros
$F_{\text{máx}}$	Força máxima
F_{med}	Força média
F_{min}	Força mínima
F	Frequência
g/cm^3	Gramas por centímetros cúbicos
mm	Milímetros
N	Newton
n	Número de elementos da amostra
PCF	<i>Pounds per cubic foot</i>
kN	Quilonewton
R	Razão de forças
rpm	Rotações por minuto

1. INTRODUÇÃO

1.1. Reabilitação oral com implantes dentários

O edentulismo permanece uma preocupação de estética e saúde oral para a população global.⁽¹⁾ Devido ao aumento da esperança média de vida, este problema tem vindo a aumentar.^(2,3)

Durante muito tempo, as próteses removíveis convencionais foram consideradas como a única opção de tratamento para a população desdentada.⁽¹⁾ No entanto, já existe muita evidência a favor das próteses implanto-suportadas, pois com a colocação de implantes dentários, há uma maior estabilidade e retenção da prótese, consequentemente menor dor e lesões associadas à prótese, uma melhoria da eficácia mastigatória e fonética, levando a um maior conforto e satisfação da reabilitação por parte do paciente.⁽⁴⁻⁷⁾

Um implante dentário endósseo define-se como um material aloplástico inserido, cirurgicamente, no rebordo ósseo residual, com o intuito de suportar a reabilitação protética propriamente dita.⁽⁷⁾ Os componentes de uma reabilitação com implante dentário são, geralmente: o implante, o pilar e a restauração protética.⁽⁸⁾ O implante é inserido no osso e é conectado à reabilitação através do pilar, um componente transmucoso que permite a transmissão das forças mastigatórias.⁽⁹⁾ O pilar e a coroa podem ser uma única peça aparafusada ou a coroa pode ser cimentada ou aparafusada em cima do pilar.⁽¹⁰⁾

Os implantes dentários podem ser constituídos por diferentes biomateriais, entre os quais o titânio, que é o material mais utilizado até à data para o fabrico de implantes, sendo considerado como o *gold standard*.⁽¹¹⁻¹²⁾

1.2. Materiais usados nos implantes dentários

O titânio é um metal, que pode ser usado na sua forma pura ou em ligas.⁽¹³⁾ Na sua forma pura, apresenta baixo risco de corrosão, elevada resistência mecânica, menor densidade e custo, comparativamente às ligas de metais nobres, e biocompatibilidade, devido à camada de dióxido de titânio que se forma quando o titânio contacta com o oxigénio.^(11,13-15) Apesar das suas vantagens, o titânio puro tem algumas desvantagens como a sua cor cinzenta e reações alérgicas, ainda que ocorram em reduzida percentagem.⁽¹⁶⁻¹⁷⁾

Os implantes em ligas de titânio apresentam boas propriedades mecânicas, como elevada dureza e resistência mecânica.⁽¹⁸⁻²⁰⁾ As ligas de titânio-zircónio foram primeiro introduzidas pela Straumann® (Roxolid®) na tentativa de melhorar as suas propriedades

mecânicas.⁽²¹⁾ Estas apresentam uma maior resistência à fratura, dureza e resistência à fadiga, quando comparadas ao titânio puro, mantendo a sua biocompatibilidade.⁽²²⁻²³⁾

Outro material que tem vindo a ser cada vez mais utilizado nos implantes dentários é o dióxido de zircónio ou zircónia.⁽²⁴⁾ A zircónia é um material cerâmico, cuja constituição química é o dióxido de zircónio cristalino, e tem características desejáveis que permitem contornar as desvantagens do titânio, nomeadamente o seu risco de hipersensibilidade, corrosão por degradação do titânio e estética inferior.⁽²⁵⁻²⁷⁾ Entre as principais vantagens do uso de implantes em zircónia está a sua coloração branca, que se assemelha mais à cor do dente do que a cor acinzentada do titânio, o que constitui uma vantagem estética considerável.⁽²⁸⁾

A zircónia também possui baixa condutividade térmica, elevada resistência à flexão, à fratura e ao desgaste.⁽²⁶⁾ Outras vantagens incluem a sua estabilidade química, elevada biocompatibilidade, baixa colonização bacteriana e menor risco de periimplantite, comparativamente aos implantes de titânio.^(25,29-31) O próprio fenómeno de transformação de fase da zircónia (*transformation toughening*) é considerado uma vantagem, pois quando se dá a transformação espontânea da fase tetragonal para a monoclinica, ocorre um aumento de volume, selando potenciais fissuras que se formem na sua superfície.^(26,32)

Contudo, este material também apresenta propriedades menos favoráveis, como o seu elevado módulo de elasticidade, sendo mais elevado do que o do osso cortical.^(25,33) No geral, ambos titânio e zircónia apresentam uma osteointegração comparável, resposta aos tecidos moles favorável e boa biocompatibilidade.⁽¹⁷⁾

1.3. Implante de uma peça e de duas peças

Quando o implante é de uma peça, com o pilar incorporado, não existe interface ao nível da crista óssea. Nos implantes de duas peças, existe esta interface (“*microgap*”), com implicações mecânicas, como desaparafusamento, fratura de parafusos, fratura de pilares, rotação dos pilares e redução da pré-carga, e implicações biológicas (reabsorção óssea, colonização bacteriana e inflamação dos tecidos periimplantares).⁽³⁴⁾

Num estudo de Cehreli e colaboradores, os implantes de duas peças testados experimentaram um maior *stress* mecânico quando comparados com os de uma peça.⁽³⁵⁾ Um dos benefícios do implante de uma peça é a preservação do nível marginal do osso alveolar, pois não há interface implante-pilar; no entanto, alguns estudos provam o oposto.⁽³⁶⁾

1.4. Conexões implante-pilar

A conexão implante-pilar pode variar na sua configuração geométrica, classificando-se como externa e interna.⁽³⁵⁻³⁶⁾ Enquanto a conexão externa tem um hexágono externo na plataforma do implante, a conexão interna pode ser dividida, genericamente, em: hexágono interno, octógono interno, cone morse, cônica hexagonal, cilindro hexagonal lobular e “Tri-Channel”.⁽³⁷⁻³⁸⁾

Historicamente, o sistema Bränemark foi caracterizado por um hexágono externo, que foi desenvolvido para facilitar a inserção do implante e fornecer um mecanismo anti-rotacional. No entanto, esta configuração tem algumas desvantagens devido à existência do *microgap* na interface implante-pilar e à sua altura limitada. Por esta razão, pensa-se que sob cargas oclusais elevadas, o hexágono externo cause micromovimentos no pilar, levando à instabilidade da conexão implante-pilar e, conseqüentemente, ao desaparafusamento ou fratura do parafuso. Assim, as conexões internas foram introduzidas para aumentarem a área de contacto entre o implante e o pilar, providenciando maior estabilidade e selamento bacteriano.^(37,39)

Os implantes de hexágono interno têm a vantagem de terem alta resistência mecânica, pela conexão possuir uma maior área de contacto implante-pilar, quando comparado com os implantes de hexágono externo.⁽⁴⁰⁾ No hexágono interno, o centro de fixação do parafuso está protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, o que diminui a possibilidade de micromovimentos.⁽³⁷⁾ Assim, as forças laterais são concentradas na parte interna do implante e transmitidas diretamente às paredes do implante, distribuindo melhor as forças na interface, criando uma menor tensão no parafuso e fornecendo uma maior resistência às tensões de cisalhamento.^(37,41)

A conexão Cone Morse é uma conexão cônica interna, com um alto grau de resistência e precisão. A geometria do Cone Morse permite que este se adapte ao implante por fricção, o que cria uma solda a frio entre os componentes.⁽⁴²⁾ Esta conexão tem uma capacidade superior para suportar cargas transversais, devido à sua área de contacto implante-pilar superior.⁽⁴⁰⁾ Também oferece um maior selamento da interface implante-pilar, reduzindo a infiltração bacteriana, quando comparado às conexões externas.⁽⁴³⁾ Apesar das suas vantagens, esta conexão também apresenta desvantagens, pois tem elevada retenção, devido à solda fria, tornando mais difícil removê-la.⁽³⁷⁾

1.5. Osso alveolar

O osso é um órgão complexo e dinâmico que aloja os dentes na cavidade oral, chamando-se, este, de processo alveolar. Este permite que o dente resista às cargas oclusais, ajustando as suas propriedades mecânicas de acordo com as suas necessidades. O mecanismo de adaptação do osso é primariamente composto pelos processos de reabsorção e deposição, que formam, no seu conjunto, o processo de remodelação.

Após a extração do dente, o alvéolo pós-extracional inicia o seu processo de cicatrização, que fica completo após 2-3 meses. O rebordo edêntulo é coberto por mucosa mastigatória e epitélio queratinizado e fica pronto para a colocação de um implante dentário. Para que um implante endósseo tenha sucesso, este deve passar pelo processo de osteointegração, que se define como uma conexão funcional e estrutural direta entre o osso e a superfície do implante sob carga funcional. Um pré-requisito para a osteointegração é a estabilidade primária do implante, que resulta do contacto ou fricção entre o osso cortical do leito implantar e o implante.⁽⁴⁴⁾

Misch propôs uma classificação para o osso maxilar e mandibular, baseada na proporção de osso cortical e trabecular, que varia consoante a região da maxila. Com base na avaliação macroscópica, Misch definiu 5 tipos de osso nas áreas edêntulas: D1 = maioritariamente osso cortical denso; D2 = osso cortical denso a poroso associado a osso trabecular denso; D3 = osso cortical poroso e osso trabecular fino; D4 = maioritariamente osso trabecular fino; D5 = osso imaturo não mineralizado.⁽⁴⁵⁾

Mesmo que a osteointegração esteja bem estabelecida, o complexo osso-implante não fica isento de complicações.⁽⁴⁶⁾ Estudos mostram que a qualidade e a quantidade do osso periimplantar têm efeitos na distribuição do stress proveniente das cargas oclusais.⁽⁴⁷⁾ Um osso com baixo volume e baixa qualidade pode afetar o sucesso do implante, aumentando o seu risco de falha.⁽⁴⁸⁾ Uma vez que o osso cortical é mais denso e rígido que o trabecular, havendo uma diferença nos seus coeficientes de elasticidade, o osso cortical consegue resistir a mais cargas do que o trabecular.⁽⁴⁹⁾

O *stress* proveniente das cargas é transmitido à reabilitação protética, aos componentes do implante, ao implante em si e ao osso periimplantar, e pode estimular a reabsorção óssea, quando este é excessivo, e levar à perda óssea marginal.⁽⁵⁰⁾ A parte inferior do osso trabecular que contacta com o implante é o onde o stress se acumula mais, pois o osso trabecular é a zona de menor resistência do complexo.⁽⁵¹⁾

1.6. Testes mecânicos de fadiga

Muitos são os fatores que influenciam a sobrevivência dos implantes, incluindo *stress* excessivo e carga de fadiga.⁽⁵²⁾ O complexo implante-restauração deve conseguir suportar diferentes forças ou cargas – de tensão, compressão, cisalhamento ou torção – sendo importante avaliar a resistência dos materiais que formam este complexo, para determinar a carga máxima que eles podem suportar até à sua fratura.

Para além disso, as cargas podem variar ao longo do tempo durante a mastigação, e valores abaixo da carga de fratura podem enfraquecer a estrutura e reduzir a sua rigidez, como resultado da formação de fissuras. Este fenómeno é conhecido por fadiga mecânica.⁽⁵⁰⁾ As fissuras inicialmente pequenas podem propagar-se gradualmente e levar a uma fratura de fadiga. Assim, de entre as propriedades mecânicas, a resistência à fratura ou a capacidade de suportar cargas é uma das mais importantes.⁽⁵³⁾

Um teste ou ensaio mecânico é um dos testes físicos que estuda o comportamento de um material sob cargas. Os testes de fadiga têm o intuito de investigar a durabilidade mecânica dos materiais dentários usados nas reabilitações antes do seu lançamento no mercado. Existem testes estáticos de fratura que são aplicados para determinar a resistência dos pilares, mas não simulam a função mastigatória.⁽⁵³⁾ Acrescendo a este facto, as reabilitações dentárias falham mais frequentemente devido a cargas cíclicas, abaixo do limite de elasticidade, do que a uma carga elevada e pontual.⁽⁵⁴⁾ Assim, os testes dinâmicos de cargas cíclicas são uma abordagem clinicamente mais revelante do que os testes estáticos.

De modo a padronizar os ensaios de fadiga cíclica dos implantes dentários, a International Organization for Standardization (ISO) publicou a norma 14801, (atualizada em 2016), que descreve um método de teste dinâmico de fadiga cíclica para implantes dentários endósseos. Esta norma preconiza que a frequência máxima em meio líquido deve ser 2 Hz e, em meio seco, 15 Hz. Também preconiza que pelo menos 3 espécimes do ensaio devem sobreviver, sem falhas, durante 1.200.000 (um milhão e duzentos mil) ciclos. A angulação de aplicação de cargas deve ser 30° em relação ao eixo longo do dente e que deve haver 3 mm de exposição da plataforma do implante acima da superfície da resina. No entanto, a norma não define qual a força a aplicar.⁽⁵⁵⁾

Segundo a literatura, as forças oclusais aplicadas nos dentes variam consoante a região dentária da cavidade oral: 441 N a 981 N na região dos molares vs 98 N a 270 N na região dos incisivos.⁽⁵⁶⁾ Relativamente aos ciclos mastigatórios, está descrita uma média de 250.000

(duzentos e cinquenta mil) ciclos mastigatórios durante 1 ano.⁽⁵⁷⁾ Assim, um ensaio mecânico que use 1.200.000 ciclos permite simular, aproximadamente, 5 anos de mastigação humana.⁽⁵⁸⁾

2. OBJETIVOS E HIPÓTESES

O objetivo deste estudo é caracterizar a biomecânica de três implantes (implante de peça única como controlo e dois implantes experimentais de conexão interna), com diferentes macrogeometrias e composição estrutural, colocados em osso artificial, de forma a simular a sua fadiga em 6 meses de mastigação humana.

Neste estudo *in vitro*, pretende-se medir a força máxima, força mínima, amplitude de forças e deslocamento entre os ciclos de carga aplicados em cada um dos três implantes. Com estes parâmetros, pretende-se comparar os implantes entre si, tendo em conta os seus diferentes materiais e conexões, e a influência de um implante ser de uma peça ao invés de ser de duas peças no seu comportamento mecânico.

Assim, testar-se-ão as seguintes hipóteses:

Hipótese nula 1 (H0₁): Não existe diferença na força máxima aplicada entre ciclos executados nos três implantes.

- Hipótese de estudo 1 (H1₁): Existe diferença na força máxima aplicada entre ciclos executados nos três implantes.
- Hipótese de estudo 2 (H2₁): Existe diferença na força máxima aplicada entre ciclos executados num implante de peça única e num implante de duas peças.

Hipótese nula 2 (H0₂): Não existe diferença na força mínima aplicada entre ciclos executados nos três implantes.

- Hipótese de estudo 1 (H1₂): Existe diferença na força mínima aplicada entre ciclos executados nos três implantes.
- Hipótese de estudo 2 (H2₂): Existe diferença na força mínima aplicada entre ciclos executados num implante de peça única e num implante de duas peças.

Hipótese nula 3 (H0₃): Não existe diferença na amplitude de forças aplicadas entre ciclos executados nos três implantes.

- Hipótese de estudo 1 (H1₃): Existe diferença na amplitude de forças aplicadas entre ciclos executados nos três implantes.
- Hipótese de estudo 2 (H2₃): Existe diferença na amplitude de forças aplicadas entre ciclos executados num implante de peça única e num implante de duas peças.

Hipótese nula 4 (H0₄): Não existe diferença no deslocamento sofrido entre ciclos executados nos três implantes.

- Hipótese de estudo 1 (H1₄): Existe diferença no deslocamento sofrido entre ciclos executados nos três implantes.
- Hipótese de estudo 2 (H2₄): Existe diferença no deslocamento sofrido entre ciclos executados num implante de peça única e num implante de duas peças.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Sistemas de implantes testados

Foram testados 3 implantes dentários com diferentes macrogeometrias e composição estrutural: dois implantes de conexão interna – Tissue Level Standard Plus, Straumann® (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland), com conexão interna synOcta®, e o BLX, Straumann®, com conexão cônica interna híbrida TorcFit™ – e um implante de peça única PURE Ceramic Monotype, Straumann®.

Caraterização dos implantes experimentais

1. O Tissue Level Standard Plus (SP) trata-se de um implante de duas peças, de colocação ao nível dos tecidos moles (supracrestal), composto pela liga Roxolid® (85% titânio e 15% zircónia). Tem um tratamento de superfície SLActive®, um pescoço com 1,8 mm de altura e 4,8 mm de diâmetro, e um comprimento total de 12 mm. Tem uma conexão interna synOcta®, lançada em 1999, que aplica o princípio de Cone Morse, com um cone de 8° e um octógono interno de reposicionamento protético, que fornece um sistema antirrotacional .

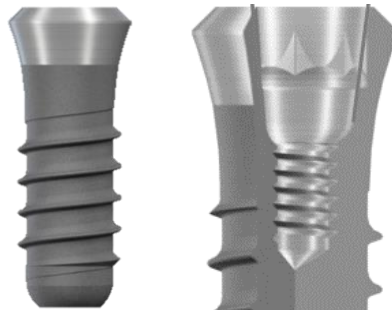


Figura 1 – *Imagens representativas do implante SP, adaptadas do catálogo disponível para transferência no site da Straumann®: <https://www.straumann.com/pt/pt/profissionais-de-odontologia/produtos-e-solucoes/implantes-dentarios/linha-de-implantes-tissue-level.html>*

2. O BLX é um implante de colocação subcrestal, de duas peças, composto pela liga Roxolid®, com um tratamento de superfície SLActive®. Tem uma conexão cônica interna híbrida, com uma angulação de 7°, que é específica para implantes da linha BLX com diâmetro $\geq 3,5$ mm. Possui um diâmetro de 3,75 mm e um comprimento total de 12 mm.

Tem uma macrogeometria com conicidade apical e roscas apicais profundas que permitem uma ancoragem estável do implante no osso.

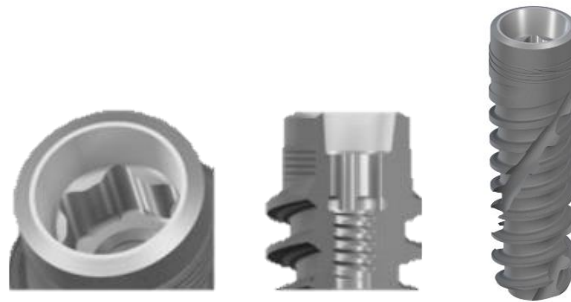


Figura 2 – *Imagens representativas do implante BLX, adaptadas do catálogo disponível para transferência no site da Straumann®: <https://www.straumann.com/pt/pt/profissionais-de-odontologia/produtos-e-solucoes/implantes-dentarios/blx.html>*

Caraterização do implante de controlo

O PURE Ceramic Monotype (PCM) é um implante cerâmico 100% de zircónia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP), com um tratamento de superfície ZLA®. Este implante é de uma peça, de colocação supracrestal ao nível dos tecidos moles (Soft Tissue Level), com um pescoço com 1,8 mm de altura e 4,1 mm de diâmetro, um pilar com 5,5 mm de altura e um comprimento total de 10 mm.



Figura 3 – *Imagens representativas do implante PCM, adaptadas do catálogo disponível para transferência no site da Straumann®: <https://www.straumann.com/pt/pt/profissionais-de-odontologia/produtos-e-solucoes/implantes-dentarios/implantes-de-ceramica.html>*

3.2. Osso artificial Sawbones®

Para este estudo, foi usado um bloco de osso artificial customizado da Sawbones® (Pacific Research Laboratories, Vashon Island, WA, USA), feito de espuma sólida de poliuretano, de forma a simular o osso alveolar após a osteointegração. Para tal efeito, o bloco foi formado pela junção de duas placas: uma que simula o osso cortical tipo D1 de Misch, a toda a volta do implante, e outra que simula o osso trabecular tipo D3 de Misch (ver figura 4).

A placa que simula o osso cortical apresenta uma densidade de 40 PCF ou 0.64 g/cm^3 (referência 1522-16) com 3 mm de espessura, e contém cilindros onde serão colocados os implantes (5,2 mm de diâmetro e 25,4 mm de altura, separados entre si por uma equidistância de 12,7 mm).

A placa que simula o osso trabecular tem uma densidade de 20 PCF ou 0.32 g/cm^3 (referência 1522-03) com 25,4 mm altura por 170 mm comprimento por 120 mm largura) e tem entradas para os cilindros da placa cortical. As duas placas foram unidas entre si com resina epóxi.

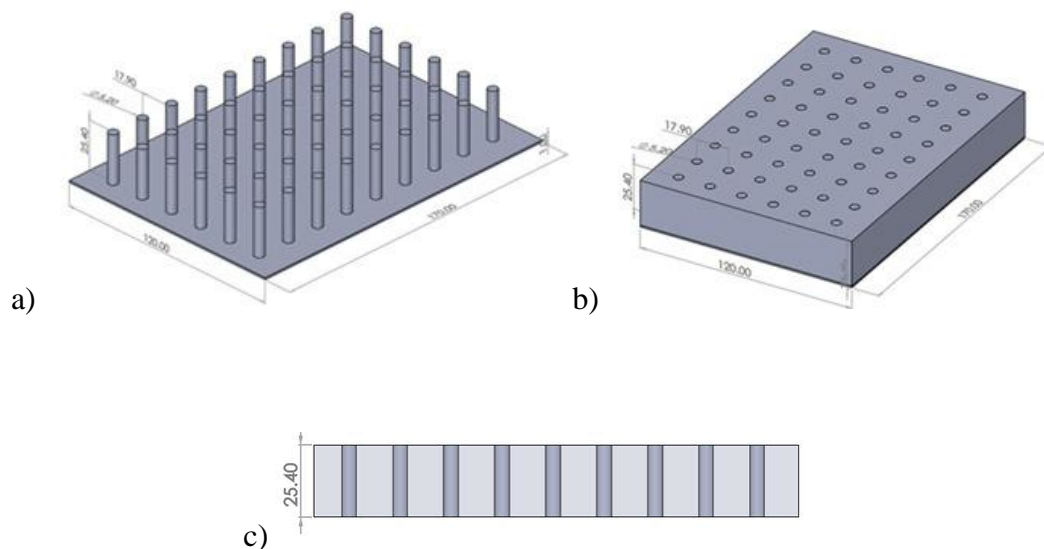


Figura 4 – Representação esquemática do bloco de osso artificial customizado enviada pela Sawbones®: a) Placa de osso cortical com cilindros; b) Vista superior do exterior do bloco de osso; c) Vista lateral do interior do bloco de osso

3.3. Preparação dos espécimes

Cada um dos implantes utilizados foram colocados nos cilindros do bloco de osso artificial, conforme as instruções do fabricante Straumann®, com uma velocidade máxima de 800 rpm. Numa primeira fase, os implantes foram colocados com recurso a um motor até aos 50 N, e, numa segunda fase, eles foram apertados com uma chave dinamométrica manual com um torque de 70 N.

Os pilares usados para os implantes de duas peças foram pilares aparafusados Variobase® Straumann®, com 5,5 mm de altura. Os pilares foram apertados com um torque de 35 N.

As coroas reabilitadas nos três implantes correspondem a coroas com anatomia de incisivos centrais superiores. Estas foram fresadas a partir de blocos de zircónia PRETTAU® ZIRCONIA da marca Zirkozahn® e, posteriormente, sinterizadas. As coroas para os implantes de duas peças foram apertadas com um torque de 35 N e no implante de uma peça, a coroa foi cimentada com um cimento de ionómero de vidro (Fuji I, GC, Tokyo, Japan).

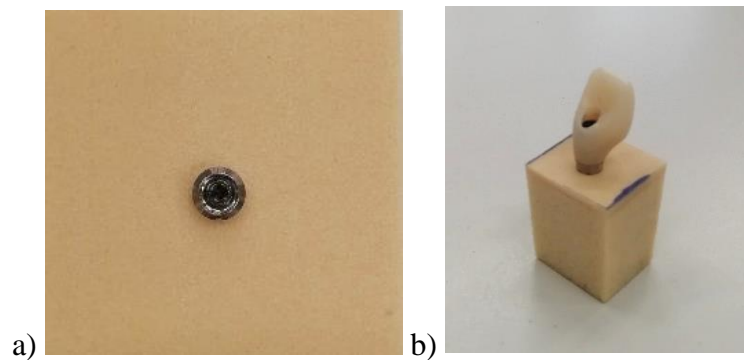


Figura 5 – a) Implante SP colocado em osso artificial; b) Implante com coroa em bloco cortado com as dimensões do dispositivo de fixação

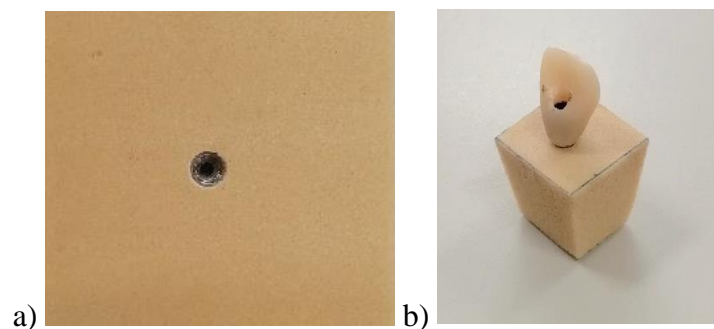


Figura 6 – a) Implante BLX colocado em osso artificial; b) Implante com coroa em bloco cortado com as dimensões do dispositivo de fixação

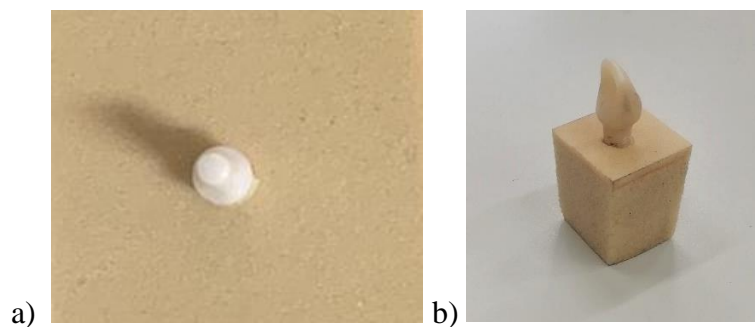


Figura 7 – a) Implante PCM colocado em osso artificial; b) Implante com coroa em bloco cortado com as dimensões do dispositivo de fixação

Os blocos com as amostras a serem testadas foram cortados de modo a encaixarem no dispositivo de fixação da máquina de ensaios mecânicos. O dispositivo de fixação consiste numa peça metálica com uma abertura quadrada para a colocação do corpo de prova segundo um ângulo de 30° , relativamente ao pino vertical, através do qual são aplicadas as cargas. As dimensões finais dos blocos cortados foram, aproximadamente, em milímetros: 15x15 (base superior) x 18 (altura) x 12x12 (base inferior).

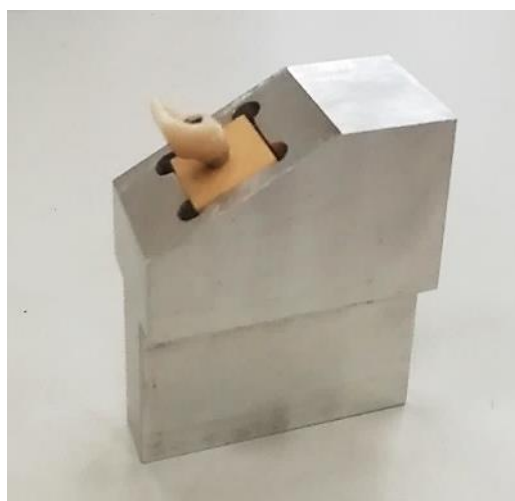


Figura 8 – Espécime de teste colocado no dispositivo de fixação da máquina de ensaios mecânicos

3.4. Condições dos ensaios mecânicos

Os ensaios mecânicos de fadiga foram realizados no Laboratório de Ensaios Mecânicos e de Materiais, que se encontra no Pavilhão de Mecânica II do Instituto Superior Técnico (IST).

Os ensaios foram feitos com recurso a uma máquina de acionamento servo-hidráulico da marca Instron® (Instron Corporation, Canton, USA) modelo 8502 (figura 9), e foram realizados de forma individual e sequencial para os 3 implantes.

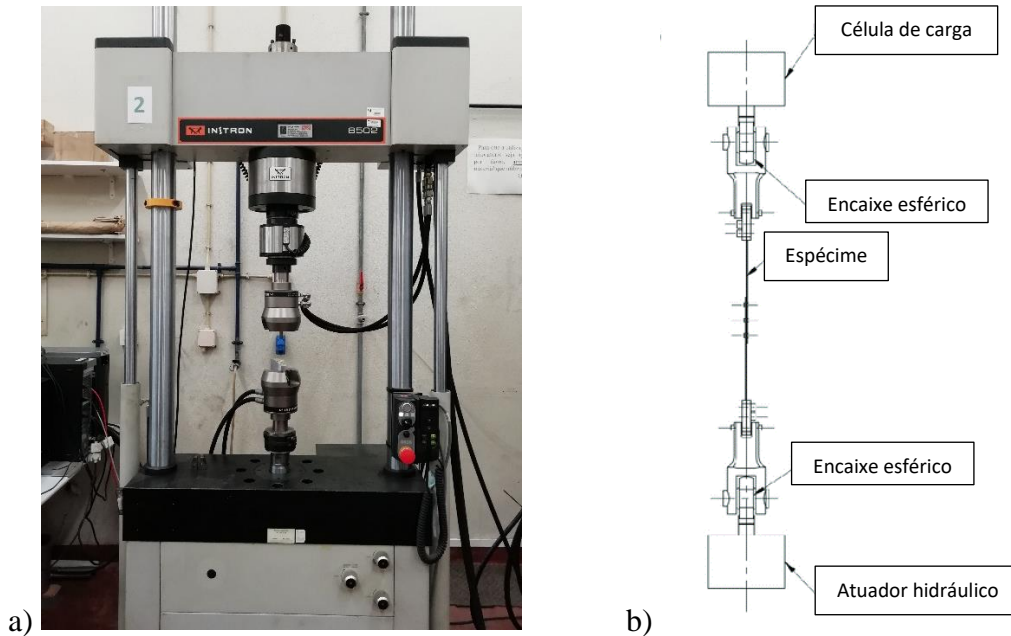


Figura 9 –a) Máquina universal Instron® modelo 8502 disponível no laboratório do IST; b) Esquema do sistema da máquina, adaptado de *Probabilistic Analysis of Fatigue Behavior of Single Lap Riveted Joints* (2020), por Armentani et al.

A célula de carga aplica cargas cíclicas axiais através de um pino metálico que é montado na amarra superior da máquina. Cada carga exercida é proveniente do movimento oscilatório do atuador hidráulico entre as posições mínima (-50 cm) e máxima (+50 cm), que correspondem, respetivamente, à compressão e à tração. Quando a máquina está parada, ela está na sua posição máxima e quando a máquina é ligada, a ascensão do atuador faz com que este se desloque para posições progressivamente inferiores até um limite mínimo, onde ocorre o movimento de compressão máximo da máquina sobre o espécime de teste.

Os parâmetros físicos dos ensaios foram definidos no *software* WaveMatrix™ 2 Dynamic Testing (Bluehill® Universal Software), que estão resumidos na tabela 1. Como o software está calibrado para kN, os valores de força máxima e mínima inseridas foram de 0,272 e 0,0272 kN, respetivamente.

Tabela 1 – Resumo dos parâmetros utilizados nos ensaios de fadiga, adaptado da tabela presente na dissertação de mestrado “Comparação do comportamento mecânico de dois implantes de colocação supracrestal- titânio versus zircônia: um estudo in vitro”, por Inês Batista (2021)

F_{máx} (N)	F_{min} (N)	F_{med} (N)	R	A (N)	F (Hz)	Número de ciclos
272	27,2	150	0,1	122	5	120.000



Figura 10 – Ensaio preliminar com um implante de teste

Antes de se testarem as amostras propriamente ditas, foi feito um ensaio preliminar, com o intuito de verificar se a máquina estava a funcionar de modo correto. Para este ensaio preliminar, foi usado um implante SP, montado num bloco de osso artificial, de forma idêntica às amostras em estudo. Foram feitos poucos ciclo e definidos os parâmetros da tabela 1, foi ajustada a célula de carga para 10 kN e montado o pino na amarra superior da máquina.

Quando se verificou o correto funcionamento da máquina e foram introduzidos os parâmetros no *software* da máquina, passou-se ao ensaio dos 3 implantes em estudo. A ordem de teste foi: amostra com implante SP, amostra com implante PCM e amostra com implante BLX, e cada teste teve a duração de, aproximadamente, 6 horas e 48 minutos.

O protocolo experimental para cada implante foi:

1. Inserção da amostra no dispositivo de fixação
2. Colocação do dispositivo de fixação com a amostra na amarra inferior da máquina, de modo a estar estável e sem movimento, e ajuste da sua posição de forma a que o pino contacte com a zona do cingulo da coroa
3. Iniciar ensaio
4. Obtenção dos resultados pelo *software* e recolha dos mesmos para ficheiros Excel (Microsoft Office Excel 2016, Redmond, USA).

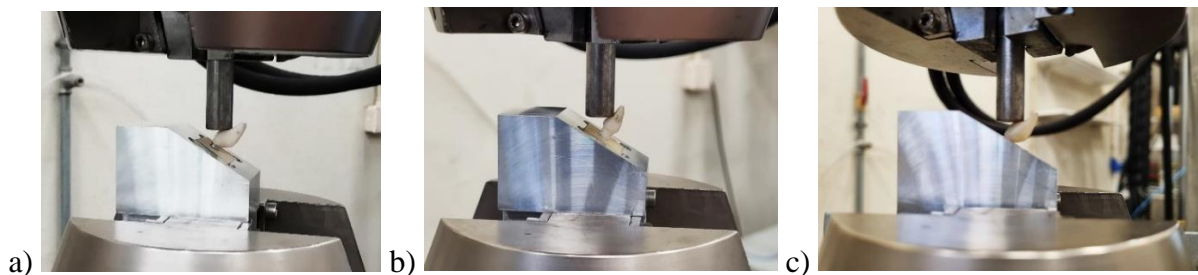


Figura 11 – *Espécimes montados na máquina submetidos a cargas cíclicas:*

a) Amostra SP b) Amostra PCM c) Amostra BLX

3.5. Análise estatística

As estatísticas descritivas e os testes estatísticos foram calculados através do *software* IBM SPSS Statistics versão 22 (IBM, Armonk, NY, USA).

Na regra de decisão dos testes estatísticos, foi considerado um erro máximo de 5% (nível de significância de 0,05), isto é, admitiu-se a probabilidade máxima de 0,05 de rejeitar a hipótese nula (probabilidade de erro tipo I).⁽⁵⁹⁾

Os pressupostos do teste da Análise de Variância (ANOVA), nomeadamente a normalidade da distribuição e a homogeneidade de variâncias, não foram verificados, pelo que se aplicou o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis para verificar se existiam diferenças significativas na força máxima, força mínima, amplitude de forças e deslocamento dos implantes testados, ao fim dos 120.000 (cento e vinte mil) ciclos.

4. RESULTADOS

Os três ensaios foram concluídos ao fim dos 120.000 ciclos, sem ocorrer fratura ou desaparafusamento de nenhum componente das amostras, em nenhum dos momentos dos testes.

No que diz respeito à força máxima, o implante SP obteve em média uma força máxima de 262 N, o PCM de 260 N e o BLX de 264 N. O coeficiente de variação revela que as oscilações registadas foram quase semelhantes nos três implantes. Os valores máximos para a força máxima foram de 272 N para o SP, 269 N para o PCM e 274 N para o BLX. O teste de Kruskal-Wallis permite afirmar que existem diferenças significativas na força máxima dos três implantes, sendo o BLX o que apresentou maior carga entre ciclos.

Tabela 2 – Estatísticas descritivas da força máxima (N)

Material	Média	Desvio-padrão	Coeficiente de variação	Valor máximo	Valor mínimo	Intervalo de variação
SP	262,009	4,714	1,8%	272,128	186,112	86,016
PCM	259,817	4,471	1,7%	268,954	199,496	69,458
BLX	263,971	4,497	1,7%	273,924	202,180	71,744

Quanto à força mínima, o SP registou em média uma força de 56 N, o PCM de 44 N e o de BLX de 49 N. Os valores mínimos desta variável foram 50 N, 39 N e 42 N para os implantes SP, PCM e BLX, respetivamente. Existem diferenças significativas entre os três implantes na força mínima, sendo o PCM o implante que registou menor carga. A comparação desta variável entre os três implantes permite afirmar que há diferenças significativas.

Tabela 3 – Estatísticas descritivas da força mínima (N)

Material	Média	Desvio-padrão	Coeficiente de variação	Valor máximo	Valor mínimo	Intervalo de variação
SP	55,961	3,744	6,7%	120,916	49,570	71,346
PCM	44,235	3,850	8,7%	118,564	38,563	80,001
BLX	49,471	3,857	7,8%	120,796	41,996	78,800

Relativamente à amplitude de forças aplicadas entre ciclos nos três ensaios, os valores médios indicam que o SP registou uma força de 103 N, o PCM de 108 N e o BLX de 107 N. Nos três ensaios, identificou-se a maior discrepância na amplitude de forças entre o primeiro e o segundo ciclo. No SP, houve um aumento de 120,0% entre o primeiro e o segundo ciclo. Já no PCM este aumento foi de 104,2% e no BLX foi 110,5%. Assim, o PCM registou a maior amplitude e o SP a menor. A comparação da amplitude de forças entre os três implantes demonstra que há diferenças significativas.

Tabela 4 – Estatísticas descritivas da amplitude de forças (N)

Material	Média	Desvio-padrão	Coefficiente de variação	Valor mínimo	Valor máximo	Intervalo de variação
SP	103,024	1,084	1,1%	32,598	105,697	73,099
PCM	107,791	1,033	1,0%	40,466	110,289	69,823
BLX	107,250	0,895	0,8%	40,692	110,211	69,519

Através das posições máximas e mínimas registadas em cada ciclo de carga, calculou-se o deslocamento sofrido pelos implantes, subtraindo-se os valores da posição máxima com os da posição mínima. Para uma melhor visualização do comportamento desta variável, optou-se por apresentar o deslocamento dos primeiros 100 (Figura 12), dos primeiros 1000 (Figura 13) e dos últimos 1000 ciclos (Figura 14).

Na figura 12, observa-se que o valor máximo do deslocamento de cada implante ocorre no segundo ciclo: 0,284 mm para o SP, 0,231 mm para o PCM e 0,230 mm para o BLX. Este pico é seguido da descida nos valores de deslocamento e a sua estabilização com o avançar dos ciclos. Salienta-se que a média do deslocamento do implante SP foi maior entre os ensaios com um valor de 0,178 mm, depois o BLX com 0,170 mm e depois o PCM com 0,162 mm.

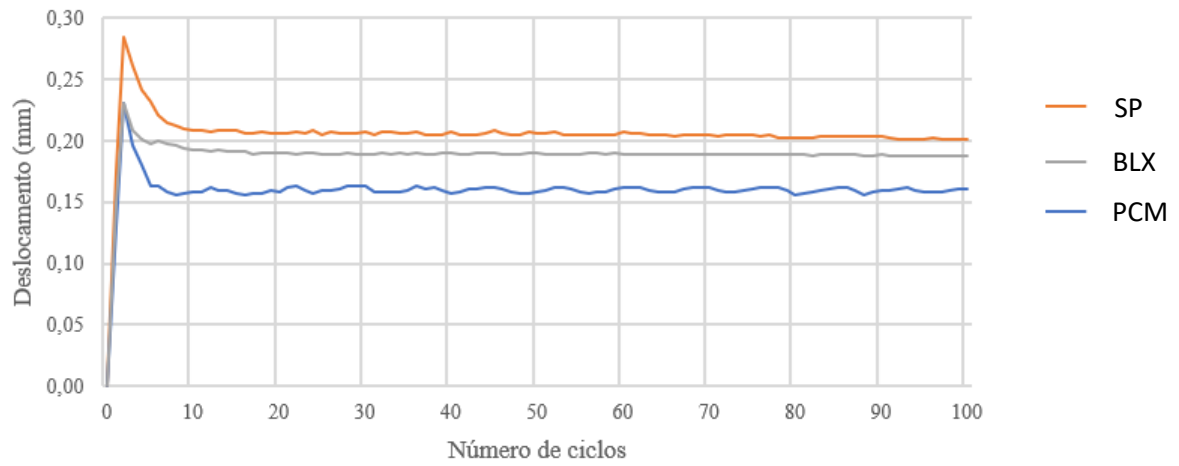


Figura 12 – Deslocamento nos primeiros 100 ciclos

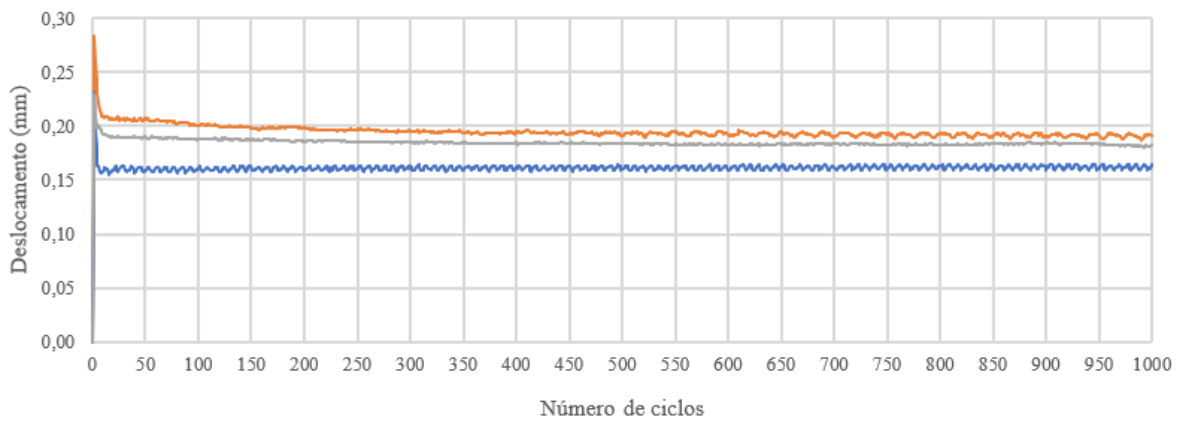


Figura 13 – Deslocamento nos primeiros 1000 ciclos

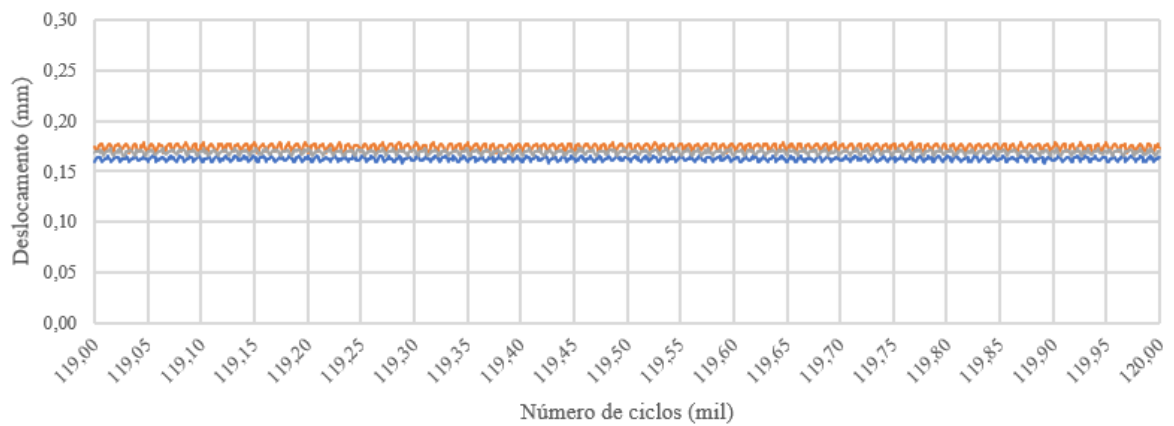


Figura 14 – Deslocamento nos últimos 1000 ciclos

Quanto ao desvio-padrão dos valores do deslocamento, o implante PCM apresentou menor oscilação, especificamente 0,002 mm, seguido do BLX (0,003 mm) e do SP (0,005 mm).

Tabela 5 – Estatísticas descritivas do deslocamento segundo o intervalo de ciclo (mm)

Material	Intervalo de ciclo	Média	Desvio-padrão	Coefficiente de variação	Valor mínimo	Valor máximo	Intervalo de variação
SP		0,178	0,005	2,8%	0,167	0,284	0,117
	1-9.999	0,186	0,005	2,7%	0,174	0,284	0,110
	10.000-19.999	0,182	0,003	1,6%	0,174	0,186	0,012
	20.000-29.999	0,180	0,003	1,7%	0,174	0,185	0,011
	30.000-39.999	0,179	0,002	1,1%	0,173	0,184	0,011
	40.000-49.999	0,179	0,003	1,7%	0,172	0,184	0,012
	50.000-59.999	0,178	0,003	1,7%	0,171	0,183	0,012
	60.000-69.999	0,177	0,003	1,7%	0,171	0,183	0,012
	70.000-79.999	0,176	0,003	1,7%	0,169	0,181	0,012
	80.000-89.999	0,175	0,003	1,7%	0,169	0,180	0,011
	90.000-99.999	0,174	0,003	1,7%	0,168	0,180	0,012
100.000-109.999	0,174	0,003	1,7%	0,167	0,179	0,012	
110.000-120.000	0,174	0,003	1,7%	0,167	0,179	0,012	
PCM		0,162	0,002	1,2%	0,130	0,231	0,101
	1-9.999	0,162	0,002	1,2%	0,130	0,231	0,101
	10.000-19.999	0,161	0,002	1,2%	0,157	0,165	0,008
	20.000-29.999	0,161	0,002	1,2%	0,158	0,165	0,007
	30.000-39.999	0,161	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	40.000-49.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	50.000-59.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	60.000-69.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	70.000-79.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	80.000-89.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
	90.000-99.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,166	0,008
100.000-109.999	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,167	0,009	
110.000-120.000	0,162	0,002	1,2%	0,158	0,167	0,009	
BLX		0,170	0,003	1,8%	0,148	0,230	0,082
	1-9.999	0,178	0,004	2,2%	0,148	0,230	0,082
	10.000-19.999	0,172	0,002	1,2%	0,165	0,177	0,012
	20.000-29.999	0,170	0,002	1,2%	0,165	0,175	0,010
	30.000-39.999	0,170	0,002	1,2%	0,164	0,174	0,010
	40.000-49.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009
	50.000-59.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009
	60.000-69.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009
	70.000-79.999	0,169	0,002	1,2%	0,163	0,173	0,010
	80.000-89.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009
	90.000-99.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009
100.000-109.999	0,169	0,002	1,2%	0,164	0,173	0,009	
110.000-120.000	0,169	0,002	1,2%	0,163	0,173	0,010	

Com base nos resultados obtidos, verifica-se que o PCM (implante cerâmico de peça única) apresentou o menor deslocamento e o SP (implante com conexão interna cônica de 8°) o maior. Os implantes PCM e BLX (implante com conexão interna cônica de 7°) foram os que apresentaram maior estabilidade ao longo dos ciclos, comparativamente com o SP. As diferenças registadas nos valores de deslocamento entre os implantes são significativas.

A análise mostra que existe uma diferença estatisticamente significativa entre as três amostras para todos os parâmetros testados ($p = 0,000$). Assim, rejeitam-se as hipóteses nulas e aceitam-se as hipóteses de estudo.

5. DISCUSSÃO

Este estudo não seguiu a norma ISO 14801, porque se pretendeu que as condições dos ensaios se aproximassem às condições da cavidade oral.

Uma vez que não foi possível realizar o estudo com osso alveolar humano ou animal, os implantes foram colocados num bloco de osso customizado, em vez de resina epóxi, como preconizado pela ISO, de modo a simular as condições da osteointegração humana. A Sawbones® comercializa diferentes modelos de osso artificial com diferentes densidades que possuem características do osso humano.⁽⁶⁰⁾ Assim, optou-se por construir um bloco de osso artificial pela junção de duas placas de densidades diferentes de modo a obter uma densidade semelhante à do osso D3 de Misch, que existe predominantemente na região anterior da maxila.⁽⁴³⁾ Isto porque as coroas escolhidas para os implantes, neste estudo, correspondem a coroas de incisivos centrais superiores.

Os ensaios realizaram-se em meio seco. Relativamente ao meio usado nos estudos mecânicos, a literatura relata ensaios realizados em meio seco e húmido, mas a influência do ambiente nos testes de fadiga é controversa.⁽⁶¹⁻⁶²⁾ O meio húmido será para mimetizar a humidade da cavidade oral, usando meios como saliva artificial, lubrificante, solução salina 0,9% ou água.^(53,61) Uns autores dizem que o meio não tem influência sobre a probabilidade de falha dos implantes.⁽⁶²⁾ Outros reportam que o meio salino pode assistir o crescimento das fraturas que precedem a fratura do implante, mas que não aumenta a probabilidade de falha, e que o lubrificante pode reduzir a fricção entre as superfícies de contacto e consequentemente ter um efeito protetor.⁽⁶³⁻⁶⁴⁾ No entanto, não existindo um consenso, no presente estudo optou-se por não usar um meio húmido.

A temperatura também é um fator a ter em conta nestes ensaios mecânicos. Os ensaios de fadiga são realizados em diferentes temperaturas, variando de 5 a 55 °C na literatura.⁽⁵³⁾ No entanto, muitos deles optam pela temperatura ambiente, uma vez que a temperatura do meio oral é, em média, 37°C.⁽⁶⁵⁾ Os ensaios no presente estudo foram feitos à temperatura ambiente.

A frequência da mastigação humana varia de 1 a 1,58 Hz, no entanto, foi escolhida uma frequência de 5 Hz para reduzir o tempo dos testes e por haver vários estudos que adotam esta frequência.⁽⁶⁶⁾ Para além disso, existe evidência de que a falha dos implantes seja mais provável sob uma frequência de 2 Hz, comparativamente a uma frequência de 30 Hz.⁽⁶⁷⁾ Assim, frequências muito elevadas não providenciam informações clinicamente relevantes, sendo aceitável usar uma frequência até 15 Hz, de modo a acelerar os testes de fadiga.⁽⁶¹⁾

As coroas usadas neste estudo têm a anatomia de incisivos centrais superiores, dentes estes que estão sujeitos a forças entre 89 e 111 N na cavidade oral.⁽¹¹⁾ No entanto, as forças deste estudo foram definidas para que a média das forças aplicadas correspondesse à força média de mastigação de um indivíduo adulto, que varia de 70 a 150 N.⁽⁶⁸⁾ Apesar de os resultados terem sido estatisticamente diferentes para a força máxima, força mínima e amplitude de forças, é de salientar que a amostra é pequena (n=3) e que os valores das forças definidas na máquina são baixas.

Em relação aos ciclos usados, foi escolhido o valor de 120.000, que equivale a, aproximadamente, 6 meses de mastigação humana. A literatura estabelece que 1.200.000 ciclos permitem simular 5 anos de mastigação e que se estimam cerca de 250.000 contactos oclusais por ano.⁽⁵⁷⁻⁵⁸⁾ As cargas oclusais resultam da mastigação humana, função essencial para o ser humano, desempenhado pelo sistema estomatognático, ou de hábitos parafuncionais, como o bruxismo.⁽⁶⁹⁻⁷⁰⁾

Relativamente aos resultados obtidos neste estudo *in vitro*, houve diferenças significativas em todos os parâmetros testados: força máxima, força mínima, amplitude de forças e deslocamento. A média do deslocamento do implante cerâmico de uma peça (PCM) foi mais baixa relativamente à dos implantes de duas peças em liga Ti-Zr com conexões internas cónicas (SP e BLX), apresentando, também, menor oscilação dos valores de deslocamento ao longo dos 120.000 ciclos. Assim, pode-se concluir que o implante de uma peça apresentou maior estabilidade neste estudo.

Ao contrário dos dentes naturais, os implantes estão anquilosados ao osso e não têm ligamento periodontal. Assim, o osso periimplantar não tem mecanorreceptores nem as propriedades amortecedoras fornecidas pelo ligamento periodontal, pelo que há um movimento menor nos implantes osteointegrados do que nos dentes.⁽⁷¹⁾ A distribuição mecânica de forças ocorre primeiro na área de contacto do implante com o osso.⁽⁴⁸⁾ Misch mostrou que a percentagem de contacto osso-implante no osso cortical é maior do que no trabecular, o que faz com que o osso trabecular seja uma zona de menor resistência, especialmente na sua porção cervical.⁽⁷²⁻⁷³⁾ Portanto, assume-se que o deslocamento se dê na interface entre o implante e o osso, resultante do seu movimento mediante a aplicação de cargas oclusais.

No caso do implante de uma peça, o deslocamento será feito pelo sistema implante-coroa, no seu conjunto, movendo-se como um só. Contudo, nos implantes de duas peças, existindo duas interfaces (implante-osso e implante-pilar), não é possível determinar em qual

delas se dá o deslocamento. A literatura sugere que a conexão implante-pilar tem influência no mecanismo de transmissão de forças entre o implante e o pilar e entre o pilar e o parafuso.⁽⁷⁴⁾ Em termos de preservação do nível marginal do osso, o implante de uma peça é benéfico por não apresentar interface implante-pilar.⁽⁷⁵⁾ Comparando um implante de peça única com um implante de duas peças em termos de *stress*, os estudos indicam que o implante de duas peças sofre mais *stress* mecânico.⁽⁴⁸⁾

As conexões implante-pilar usadas neste estudo foram conexões internas cónicas baseadas no Cone Morse. A conexão Cone Morse aumenta a estabilidade mecânica do pilar relativamente ao implante, reduzindo as tensões aplicadas sobre o parafuso protético.⁽³⁷⁾ Segundo alguns estudos de fadiga, as conexões internas, em particular a cónica, mostraram uma resistência à fratura significativamente mais elevada, em relação às conexões externas.⁽⁷⁶⁾ Os pilares com melhor desempenho são os de conexão interna com interface em titânio e zircónia, uma vez que uma interface titânio-titânio deforma mais, por apresentar menor rigidez.⁽⁷⁷⁾ No entanto, deve-se ter sempre em conta os fatores clínicos na escolha dos pilares para implantes, como: local de colocação implantar, atividade mastigatória, expectativas estéticas do paciente e as condições dos tecidos moles.⁽⁵³⁾

O implante com conexão cónica 7° (BLX) foi o segundo que apresentou menor deslocamento, e o implante com conexão cónica 8° + octógono interno apresentou o maior deslocamento dos três. As diferenças no desempenho entre o implante com conexão cónica 8° e o implante com conexão cónica 7° podem ser explicadas pelo facto de a conexão cónica 7° ser mais estável, apesar de ambas as conexões partilharem o princípio do Cone Morse. Assim, o implante de conexão cónica 7° apresentou um comportamento mecânico mais semelhante ao implante de uma peça.

Os materiais que compõem os implantes também são alvo de estudo. Os implantes de duas peças usados neste estudo (SP e BLX) são feitos de uma liga 85% Ti + 15% Zr (Roxolid®). Esta liga mostra melhor desempenho à fadiga do que o titânio puro grau 4. Estudos reportam que esta liga Ti+Zr tem maior resistência à fratura, dureza 2,53 vezes superior e resistência à fadiga 40% maior, comparativamente aos implantes em titânio puro.⁽²²⁻²³⁾

O implante de uma peça usado neste estudo é feito 100% de zircónia Y-TZP. Este é um material cerâmico de elevada resistência cujo mecanismo de *transformation toughening* aumenta o volume da cerâmica em 3-4% e impede a propagação de fissuras e linhas de fratura.⁽⁷⁸⁾

Por outro lado, a zircónia tem um módulo de elasticidade bastante mais elevado do que o titânio grau 4 e o osso. De acordo com as leis da mecânica, quando dois materiais com diferentes coeficientes de elasticidade entram em contacto um com o outro e um deles está sob pressão, o *stress* por fadiga aumenta nas zonas de contacto.⁽⁷⁹⁾ No entanto, não existe consenso sobre os efeitos dos implantes de zircónia na perda óssea periimplantar.^(28,80)

Os implantes cerâmicos de uma peça foram criados pela demanda estética de reabilitações na região anterior da boca. Quando eram usados componentes metálicos, a reabilitação ganhava uma cor azulada, através dos tecidos moles. Assim, preconiza-se o uso de implantes 100% cerâmicos para a reabilitação de zonas estéticas.⁽⁸¹⁾

Como nenhum implante sofreu fratura neste estudo, pode-se concluir que tanto os implantes de liga Ti-Zr como os de 100% zircónia são viáveis mecanicamente. Assim, a zircónia apresenta-se como um biomaterial promissor substituto do titânio, com vantagens estéticas, mas também físicas e mecânicas.⁽¹⁷⁾

As hipóteses nulas foram rejeitadas e aceitaram-se as hipóteses de estudo. Portanto, de acordo com o presente estudo, existem diferenças estatisticamente significativas na força máxima, força mínima, amplitude e deslocamento nos três implantes e entre o implante de peça única e os implantes de duas peças.

5.1. Relevância clínica

O objetivo dos testes de fadiga *in vitro* é avaliar o comportamento mecânico dos implantes dentários sob cargas simuladas. Deste modo, permitem prever o sucesso e a previsibilidade dos implantes a longo-prazo e disponibilizá-los no mercado. Assim sendo, os ensaios devem simular as condições clínicas de modo a terem um valor prático.⁽⁸²⁾ As condições mecânicas simuladas neste estudo foram aplicadas aos três implantes testados, pelo que os resultados possuem um valor comparativo.

5.2. Limitações do estudo

Apesar de se terem verificado diferenças estatisticamente significativas em todos os parâmetros, este facto pode-se dever ao uso de uma amostra pequena e a um reduzido número de ciclos. Ao nível do deslocamento, não foi possível, apenas com este estudo, verificar se este se dá entre o implante e o osso ou o implante e o pilar, no caso dos implantes de duas peças.

Sugere-se, para futuros estudos, aumentar a amostra e o número de ciclos .

6. CONCLUSÃO

Com este estudo, foi possível caracterizar biomecanicamente implantes de uma e duas peças com materiais e conexões diferentes. Como os três implantes foram submetidos a condições mecânicas idênticas, este estudo permitiu compará-los e validar a sua comercialização.

Conclui-se que tanto os sistemas implantares de peça única como de duas peças apresentam propriedades mecânicas estáveis, especialmente a sua resistência à fadiga num espaço de tempo simulado de 6 meses. Tanto o implante 100% em zircônia como os implantes em liga Ti-Zr são biomateriais capazes de suportar as cargas mastigatórias. Entre os dois implantes experimentais, o implante com conexão cônica 7º apresentou um comportamento mecânico semelhante ao implante de controlo de peça única. Assim, os implantes com conexão interna cônica são uma opção de reabilitação previsível.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Sohrabi K, Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants? A literature review. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(5):515-525.
2. Vargas AMD, Paixão HH. Perda dentária e seu significado na qualidade de vida de adultos usuários de serviço público de saúde bucal do Centro de Saúde Boa Vista, em Belo Horizonte. *Ciência & Saúde Coletiva*. 2005;10(4):1015–1024.
3. Carlsson GE, Omar R. The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(2):143-56.
4. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J*. 2010;60(3):143-55.
5. Thomason J, Heydecke G, Feine J, Ellis J. How do patients perceive the benefit of reconstructive dentistry with regard to oral health-related quality of life and patient satisfaction? A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(3):168-188.
6. Tallarico M, Caneva M, Baldini N, Gatti F, Duvina M, Billi M et al. Patient-centered rehabilitation of single, partial, and complete edentulism with cemented- or screw-retained fixed dental prosthesis: The First Osstem Advanced Dental Implant Research and Education Center Consensus Conference 2017. *European Journal of Dentistry*. 2018;12(04):617-626.
7. Misch C. *Prótese sobre implantes dentais*. 2nd ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2015.
8. Misch CE, Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1992;68(5):809-12.
9. Sanz-Martín I, Sanz-Sánchez I, Carrillo de Albornoz A, Figuero E, Sanz M. Effects of modified abutment characteristics on peri-implant soft tissue health: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(1):118-129.
10. Bidra A, Rungruanganunt P. Clinical Outcomes of Implant Abutments in the Anterior Region: A Systematic Review. *J Esthet Restor Dent*. 2013; 25(3):156-176.
11. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Philips - Materiais Dentários*. 12th ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013.
12. Xuereb M, Camilleri J, Attard N. Systematic Review of Current Dental Implant Coating Materials and Novel Coating Techniques. *Int J Prosthodont*. Jan-Feb 2015;28(1):51-9.

13. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Faverani LP, Queiroz TP, Assunção WG. Titanium in dentistry: historical development, state of the art and future perspectives. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013; 13(2):71–7.
14. Kulkarni M, Mazare A, Gongadze E, Perutkova Š, Kralj-Iglič V, Milošev I, et al. Titanium nanostructures for biomedical applications. *Nanotechnology.* 2015;26(6):062002.
15. Syverud M, Okabe T, Herø H. Casting of Ti-6Al-4V alloy compared with pure Ti in an Ar-arc casting machine. *Eur J Oral Sci.* 1995;103(5):327–30.
16. Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, et al. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin. Oral Impl. Res.* 2008;19(8):823–35.
17. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):121-133.
18. Cordeiro J, Barão V. Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants? *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2017;71:1201–1215.
19. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;14(4):538–545
20. Elias C, Lima J, Valiev R, Meyers M. Biomedical Applications of Titanium and its Alloys. *J Minerals Metals Mat Soc.* 2008;60:46–49.
21. Barter S, Stone P, Brägger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium–zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clin Oral Impl Res.* 2012;23(7):873-81.
22. Kobayashi E, Matsumoto S, Doi H, Yoneyama T, Hamanka H. Mechanical properties of the binary titanium-zirconium alloys and their potential for biomedical materials. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(8):943-50
23. Badran Z, Struillou X, Strube N, Bourdin D, Dard M, Soueidan A, et al. Clinical Performance of Narrow-Diameter Titanium-Zirconium Implants: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2017;26(2):316–323

24. Yoshinari M. Future prospects of zirconia for oral implants - A review. *Dent Mater J*. 2020;39(1):37-45.
25. Pessanha-Andrade M, Sordi MB, Henriques B, Silva FS, Teughels W, Souza JC. Custom-made root-analogue zirconia implants: A scoping review on mechanical and biological benefits. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018;106(8):2888-2900.
26. Cionca N, Hashim D, Mombeli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontology 2000*. 2017;73(1):241–258.
27. Monaco C. Zirconia in dentistry. PhD Dissertation. 2014. Faculty of engineering: University of Bologna.
28. Vohra F, Al-Kheraif AA, Ab Ghani SM, Abu Hassan MI, Alnassar T, Javed F. Crestal bone loss and periimplant inflammatory parameters around zirconia implants: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):351–357.
29. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci G, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999;20(4):371–376.
30. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of Periodontology*. 2006;77(1):73–80.
31. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In vitro biofilm formation on titanium and zirconia implant surfaces. *Journal of Periodontology*. 2017;88(3):298–307.
32. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901-20.
33. Odin G, Bouchard P-O. Determination of Young's Modulus of mandibular Bone Using Inverse Analysis. *Med Eng Phys*. 2010;32(6): 630-637.
34. Hermann JS, Schoofield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the sizes 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):1372-1383.

35. Cehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece Morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:481–489

36. Östman P, Hellman M, Albrektsson T, Sennerby L. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. *Clinical Oral Implants Research.* 2007;18(4):409-418.

37. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):76-94.

38. Shetty M, Prasad DK, Shetty NH, Jaiman R. Implant Abutment connection: Biomechanical perspectives. *Nitte Univ J Health Science.* 2014;4(2):47-53.

39. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research.* 2012;23:202-216.

40. Dantas Soares MA, Ciuccio RL, Filho AJ, Lenharo A, Luiz NE. Implantes com conexão Cônica Interna. *GEPROS, Ano 4, nº2 Abr-Jun/2009, p.139-150.*

41. Tang CB, Luil SY, Zhou GX, Yu JH, Zhang GD, Bao YD, Wang QJ. Nonlinear finite element analysis of three implant- abutment interface designs. *Int J Oral Sci.* 2012;4(2):101-8.

42. Prithviraj DR, Muley N, Gupta V. The Evolution of External and Internal Implant– Abutment Connections: A Review. *Int Dent Res.* 2012;2(2):37-42.

43. Verdugo CL, Núñez GJ, Avila AA, San Martín CL. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(9):1070-83.

44. Lindhe J, Lang N. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 6th ed. Chichester, West Sussex: Wiley Blackwell; 2015. p.48-71.

45. Misch C. *Implantología Contemporánea.* 3a ed. Barcelona: Elsevier Mosby;2009. p.328-331.

46. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations Joerg R. Strub, Thomas Gerds. *Int J Prosthodont* 2003;16:167-71. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(3):254.
47. Zhang X, Mao J, Zhou Y, Ji F, Chen X. Study on statics and fatigue analysis of dental implants in the descending process of alveolar bone level. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2020;234(8):843-853.
48. Chrcanovic B, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *The International Journal of Prosthodontics*. 2017;30(3):219-237.
49. Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari A, Abolbashari M. Bone Response From a Dynamic Stimulus on a One-Piece and Multi-Piece Implant Abutment and Crown by Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*. 2014;40(5):525-532.
50. García-González M, Blasón-González S, García-García I, Lamela-Rey M, Fernández-Canteli A, Álvarez-Arenal Á. Optimized Planning and Evaluation of Dental Implant Fatigue Testing: A Specific Software Application. *Biology*. 2020;9(11):372.
51. Bachiri A, Djebbar N, Boutabout B, Serier B. Effect of different impactor designs on biomechanical behavior in the interface bone-implant: A comparative biomechanics study. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020;197:105723.
52. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, et al. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2012;27(1):102–110.
53. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;62:333-346.
54. Kelly J, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona A. The slippery slope – Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dental Materials*. 2012;28(1):41-51.
55. ISO. International Organization for Standardization[Internet]. Geneva: ISO Central Secretariat;2022[cited 2022 Jun 8]. Available from: <https://www.iso.org/standard/61997.html>
56. Özcan M, Koekoek W, Pekkan G. Load-bearing capacity of indirect inlay-retained fixed dental prostheses made of particulate filler composite alone or reinforced with E-glass fibers

impregnated with various monomers. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2012;12:160-167.

57. Spies BC, Nold J, Vach K, Kohal R-J. Two-piece zirconia oral implants withstand masticatory loads: An investigation in the artificial mouth. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Jan; 53:1–10.

58. Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *Journal of Dentistry*. 2008;36(12):1048-1053.

59. Marôco, J. *Análise Estatística com o SPSS Statistics*. 6th ed. Pêro Pinheiro: Report Number; 2014.

60. Sawbones. Sawbones [Internet]. USA: Sawbones USA;2021[cited 2022 Jun 8]. Available from: <https://www.sawbones.com>

61. Duan Y, Griggs J. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials*. 2018;34(12):1711-1716.

62. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater*. 2009;25:1419–25.

63. Shemtov-Yona K, Rittel D, Levin L, Machtei EE. The effect of oral-like environment on dental implants' fatigue performance. *Clin Oral Implants Res*;25:e166–70

64. Prado AM, Pereira J, Henriques B, Benfatti CAM, Magini RS, López-López J, Souza JCM. Biofilm Affecting the Mechanical Integrity of Implant-Abutment Joints. *Int J Prosthodont*. 2016;29:381-383.

65. Barclay, C. W., Spence, D. and Laird, W. R. E. "Intra-oral temperatures during function." *J. Oral Rehabil*. 2005;32(12): 886-894.

66. Kim WH, Song ES, Ju KW, et al. Mechanical Assessment of Fatigue Characteristics between Single- and Multi-Directional Cyclic Loading Modes on a Dental Implant System. *Materials*. 2020;13(7):1545.

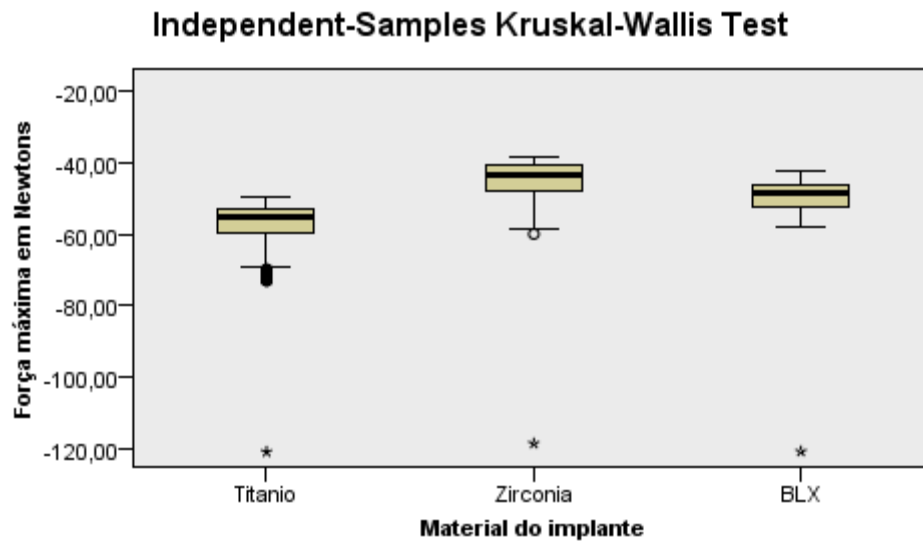
67. Karl M, Kelly J. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental Materials*. 2009;25(11):1426-1432.

68. Scully, C. Oxford handbook of applied dental sciences. 1st ed. Oxford University Press, Oxford; 2002.
69. Shemtov-Yona K, Rittel D. Fatigue of Dental Implants: Facts and Fallacies. Dent J. 2016;4(2):16.
70. Flint P., Haughey B., Lund V., Robbins K., Thimas R., Lesperance M., Francis H. Cummings Otolaryngology. 7th ed. Elsevier. 2021.
71. Kim Y, Oh T, Misch C, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clinical Oral Implants Research. 2004;16(1):26-35.
72. Misch CE. Density of bone: effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. Int J Oral Implantol. 1990;6:23–31.
73. Barbosa F, Zanatta L, de Souza Rendohl E, Gehrke S. Comparative analysis of stress distribution in one-piece and two-piece implants with narrow and extra-narrow diameters: A finite element study. PLOS ONE. 2021;16(2):e0245800.
74. Jeng M-D, Liu P-Y, Kuo J-H, Lin C-L. Load Fatigue Performance Evaluation on Two Internal Tapered Abutment–Implant Connection Implants Under Different Screw Tightening Torques. J Oral Implantol. 2017;43(2):107–113.
75. Ostman PO, Hellman M, Albrektsson T, Sennerby L. Direct loading of Nobel Direct and Nobel Perfect one-piece implants: a 1-year prospective clinical and radiographic study. Clin Oral Implants Res. 2007;18(4):409-18.
76. Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Claro Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. Eur J Dent. 2013;7(3):267.
77. Baptista I. Comparação do comportamento mecânico de dois implantes de colocação supracrestal – titânio versus zircónia: um estudo *in vitro* [dissertação]. Repositório da Universidade de Lisboa; 2021.
78. Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. Dent Mater J. 2020;39(1):24-26.
79. Misch CE. Stress factors: influence on treatment planning. In: Misch CE, ed. Dental Implant Prosthetics. 3rd ed. Maryland Heights, Mo: Mosby; 2005:76–77.

80. Talmazov G, Veilleux N, Abdulmajeed A, Bencharit S. Finite element analysis of a one-piece zirconia implant in anterior single tooth implant applications. PLOS ONE. 2020;15(2):e0229360.
81. Silva N, Coelho P, Fernandes C, Navarro J, Dias R, Thompson V. Reliability of one-piece ceramic implant. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. 2009;88B(2):419-426.
82. Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. J Prosthet Dent. 2014 Aug;112(2):299-305.

8. ANEXOS

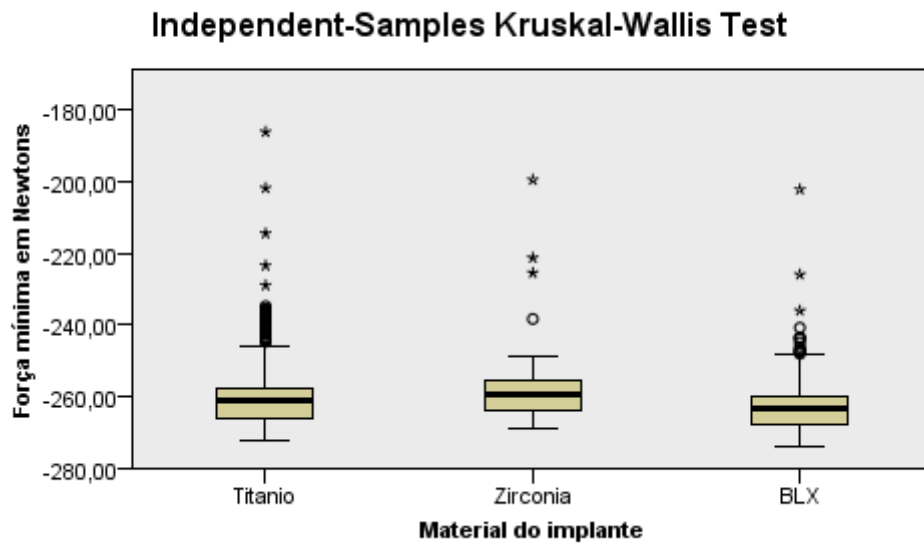
8.1. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a força máxima



Total N	360.000
Test Statistic	224.928,559
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

1. The test statistic is adjusted for ties.

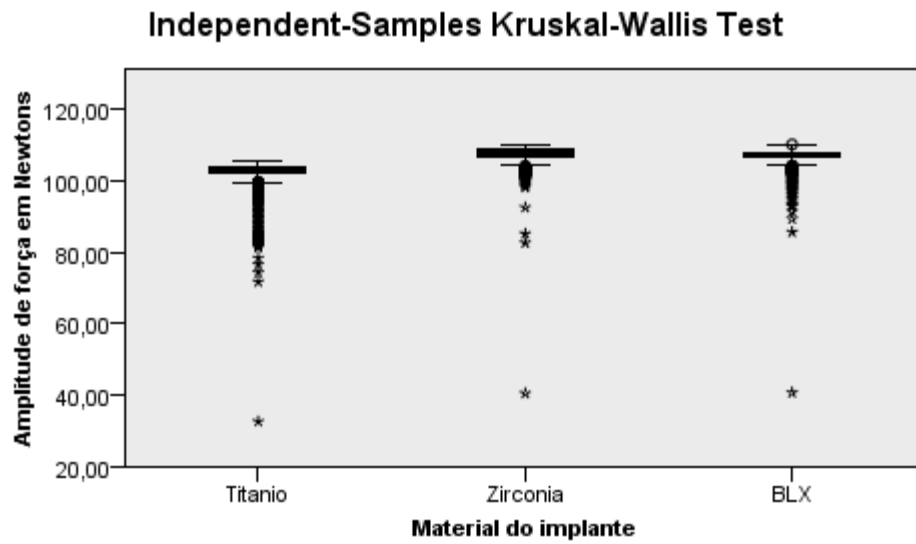
8.2. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a força mínima



Total N	360.000
Test Statistic	42.945,839
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

1. The test statistic is adjusted for ties.

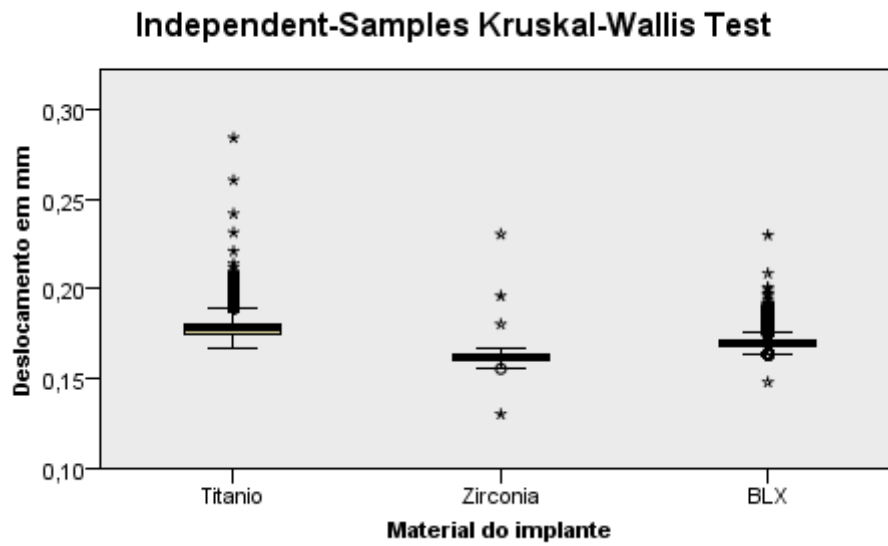
8.3. Resultados do teste Kruskal-Wallis para a amplitude



Total N	360.000
Test Statistic	247.443,200
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

1. The test statistic is adjusted for ties.

8.4. Resultados do teste Kruskal-Wallis para o deslocamento



Total N	360.000
Test Statistic	296.599,303
Degrees of Freedom	2
Asymptotic Sig. (2-sided test)	,000

1. The test statistic is adjusted for ties.