



**CATÓLICA**  
FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA

---

UISEU

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DE UM IMPLANTE *TISSUE-LEVEL* NÃO AUTO-ROSCANTE EM FUNÇÃO DE DOIS TIPOS DE PROTOCOLOS DE FRESAGEM - ESTUDO PRÉ-CLÍNICO -**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

José Rodrigues Gomes

Viseu, 2023





**CATÓLICA**  
**FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA**

---

VISEU

**ANÁLISE DA ESTABILIDADE DE UM IMPLANTE  
TISSUE-LEVEL NÃO AUTO-ROSCANTE EM FUNÇÃO  
DE DOIS TIPOS DE PROTOCOLOS DE FRESAGEM  
- ESTUDO PRÉ-CLÍNICO -**

Dissertação apresentada à Universidade Católica Portuguesa  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

José Rodrigues Gomes

Orientadora: Prof. Doutor André Ricardo Maia Correia

Coorientadora: Prof.<sup>a</sup> Doutora Rosemary Sadami Arai Shinkai

Viseu, 2023



*“O conhecimento torna a alma jovem e diminui a amargura da velhice.  
Colhe, pois, a sabedoria. Armazena suavidade para o amanhã.”*

Leonardo da Vinci



## DEDICATÓRIAS

Aos meus amados pais, José Marques Gomes e Clara Maria Rodrigues Da Conceição Gomes, sou eternamente grato por todo o amor, apoio e sacrifícios que fizeram para me ver chegar até este momento. Vocês foram os meus primeiros mentores, os meus pilares de força e os meus maiores incentivadores. Esta conquista é fruto do amor e dedicação que sempre me proporcionaram. Dedico-vos esta tese de mestrado com todo o meu coração.

À minha querida irmã, Tatiana Gomes, minha parceira de vida e cúmplice em todas as jornadas. A tua presença constante e apoio incondicional foram essenciais em cada passo que dei rumo a esta realização. Obrigado por compartilhares risos, lágrimas e sonhos comigo. Dedico-te esta tese, com gratidão pelo vínculo inquebrantável que temos.

À minha madrinha, Maria Adélia Veiga Gomes, que sempre esteve presente, guiando-me com sabedoria e palavras de encorajamento. A sua confiança em mim e seu apoio inabalável foram fundamentais para eu persistir em momentos desafiadores. Dedico-lhe esta tese, com profunda gratidão pelo seu amor e apoio constante.

Dedico também esta tese de mestrado a alguém muito especial, à minha amada namorada, Joana Ratado.

Querida Joana, tu és a luz que ilumina o meu caminho e a inspiração por trás de cada passo que dei rumo a esta conquista. Compartilhar a vida ao teu lado tem sido uma bênção e um presente precioso. A tua presença amorosa e compreensiva tornou os desafios mais leves e os momentos de vitória ainda mais gratificantes. Obrigado minha companheira, por estares presente em cada fase desta jornada e por me apoiares incondicionalmente. As tuas palavras de encorajamento foram como um combustível que me impulsionou a não desistir nos momentos de dificuldade.

Dedico-te esta tese com todo o amor e gratidão que carrego no meu coração. Que este trabalho seja um símbolo do nosso amor e da nossa cumplicidade, pois sem ti, nada disto seria possível.

Aos pais da minha amada namorada, Paulo Ratado e Cândida Tomaz, agradeço por me acolherem como parte da vossa família. A vossa generosidade e apoio foram essenciais para que eu pudesse me dedicar aos estudos e perseguir meus objetivos acadêmicos. Também vos dedico esta tese, com gratidão por compartilharem a vossa família e o vosso amor comigo.

Gostaria de dedicar um especial agradecimento a Maria do Rosário Tomaz, cuja presença e apoio foram essenciais ao longo do meu percurso acadêmico. Agradeço a sua disponibilidade em partilhar conhecimento, debater ideias e fornecer valiosos conselhos.

Aos meus amigos leais, Ricardo Figueiredo, Manuel Correia, Carolina Fonseca, Maria Miguel Gomes, Diogo Assunção e João Pereira, sou grato pela amizade verdadeira que nos une. Compartilhamos risos, desafios e momentos inesquecíveis. Agradeço por todo o apoio e incentivo ao longo desta jornada. Dedico-vos esta tese, em reconhecimento à nossa amizade duradoura e ao valor inestimável de cada um de vocês na minha vida.

A todos vocês, meus queridos pais, irmã, madrinha, namorada, pais da minha namorada e amigos, dedico esta tese de mestrado como uma expressão profunda de gratidão e amor. Sei que sem o amor, o apoio e a confiança de cada um de vocês, este marco não seria possível. Agradeço por fazerem parte da minha vida e por me ajudarem a chegar até aqui. Esta conquista é vossa também.

## AGRADECIMENTOS

É com imensa gratidão que dedico este espaço para expressar meus sinceros agradecimentos a todos que contribuíram para a realização desta tese de mestrado e para o meu percurso acadêmico.

Ao meu estimado orientador, Professor Doutor André Correia, agradeço profundamente pela sua orientação, sabedoria e dedicação ao longo deste trabalho. A sua *expertise*, paciência e encorajamento foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho. O seu compromisso com o meu crescimento acadêmico foi inestimável, e sou grato por ter tido a oportunidade de aprender com um profissional tão dedicado.

Ao Professor Doutor Tiago Marques, pela sua valiosa contribuição e incentivo ao longo desta jornada acadêmica. A suas orientações e sugestões foram de grande relevância para o desenvolvimento do meu trabalho.

Aos Professores Doutores Tiago Borges e Bruno Leitão, que também fizeram parte da minha trajetória acadêmica, agradeço por compartilharem os seus conhecimentos e experiências, contribuindo para a minha formação. Ao Doutor Miguel Silva, pelo seu apoio e disponibilidade em discutir ideias e esclarecer dúvidas durante a realização desta tese. A sua colaboração foi essencial para enriquecer o trabalho.

À Professora Doutora Susana Falardo e à Doutora Rita Bornes, pela amabilidade em disponibilizar informações relevantes. Agradeço por terem partilhado os seus conhecimentos e contribuído para o meu desenvolvimento acadêmico e pessoal.

A todos os professores que me acompanharam durante o meu percurso acadêmico, sou grato pela dedicação em transmitir conhecimento, pela inspiração que proporcionaram e por me incentivarem a nunca parar de aprender.

Agradeço também ao Sr. Carlos, à Sra. Catarina, à Sra. Graça e a todos os funcionários da instituição que, de diversas formas, contribuíram para o meu bem-estar e facilitaram o meu percurso acadêmico. Agradeço pela sua disponibilidade, apoio e dedicação em tornar o ambiente acadêmico mais acolhedor.

O meu sincero agradecimento a todos pela colaboração e suporte nesta jornada que tornou esta tese possível. Sou grato pelas relações construídas e este trabalho é minha expressão de gratidão a todos que contribuíram para esta conquista.



## RESUMO

**Introdução:** existem vários métodos de avaliação da estabilidade dos implantes, como análise radiográfica, análise do torque de inserção, teste de torque reverso e análise modal, destacando-se neste último o *Osstell®*. Trata-se de um dispositivo que utiliza a frequência de ressonância para medir a estabilidade do implante em valores ISQ. Os implantes dentários podem ser não auto-roscentes ou auto-roscentes, e as suas características, como a macro e microgeometria, e a superfície, afetam a biomecânica da osteointegração. Este estudo tem por objetivos definir uma metodologia de investigação da estabilidade dos implantes em ambiente pré-clínico e comparar a estabilidade de implantes não auto-roscentes, do tipo *tissue-level*, em diferentes densidades ósseas, com dois protocolos de fresagem diferentes.

**Materiais e métodos:** foram utilizados dois blocos de resina da marca Bonemodels® para simular quatro tipos de densidade óssea (D1-D4). Utilizaram-se 32 implantes não auto-roscentes da marca *Straumann® Tissue-level* SPØ4.1 RN, SLA®, os quais foram colocados com dois protocolos de fresagem distintos: brocas cilíndricas vs brocas cónicas da marca *Straumann®*. Após a inserção, registou-se o torque máximo de inserção e o valor ISQ do sistema *Osstell®*. As variáveis independentes foram a densidade óssea e o protocolo de fresagem. Efetuou-se uma análise estatística descritiva e inferencial dos resultados obtidos.

**Resultados:** o protocolo metodológico desenvolvido permitiu obter resultados das medições de ISQ e valores de torque dos implantes colocados. Verificamos que os implantes no osso D4 apresentaram valores mais baixos de ISQ e de torque, em oposição ao osso D1-D2-D3. Os valores obtidos no protocolo de fresagem “cónico” foram superiores aos valores do protocolo convencional. Na análise do total de implantes em cada grupo verificou uma diferença estatisticamente significativa apenas nos valores de ISQ-MD ( $p < 0,021$ ), sendo superiores no grupo de teste.

**Conclusão:** dentro das limitações deste estudo podemos concluir que o protocolo experimental aqui apresentado parece ser viável para estudos de investigação pré-clínica futuros. Este estudo permitiu aferir algumas limitações metodológicas que poderão ser resolvidas em estudos futuros. Em implantes cilíndricos, o uso de um protocolo de fresagem com brocas cónicas resultou numa maior estabilidade dos implantes em comparação com o protocolo de fresagem convencional.

**Palavras-chave:** Protocolos de fresagem, Torque, Prótese dentária, Implantes dentários, Estabilidade de implante, Qualidade óssea.



## ABSTRACT

**Introduction:** there are several methods for assessing the stability of implants, such as radiographic analysis, insertion torque analysis, reverse torque test and modal analysis, with Osstell® standing out in the latter. It is a device that uses the resonance frequency to measure the stability of the implant in ISQ values. Dental implants can be non-self-tapping or self-tapping, and their characteristics, such as macro and microgeometry, and surface, affect the biomechanics of osseointegration. This study aims to define a methodology for investigating the stability of implants in a preclinical environment and to compare the stability of non-self-tapping implants, of the tissue-level type, in different bone densities, with two different milling protocols.

**Materials and methods:** two blocks of resin from the brand Bonemodels® were used to simulate four types of bone density (D1-D4). Thirty-two Straumann® Tissue-level SPØ4.1 RN, SLA® non-self-tapping implants were used, which were placed using two different milling protocols: Straumann® cylindrical vs. conical drills. After insertion, the maximum insertion torque and the ISQ value of the Osstell® system were recorded. The independent variables were bone density and drilling protocol. A descriptive and inferential statistical analysis of the obtained results was carried out.

**Results:** the methodological protocol developed allowed obtaining ISQ measurement results and torque values of the placed implants. We found that implants in D4 bone had lower ISQ and torque values, as opposed to D1-D2-D3 bone. The values obtained in the “conical” milling protocol were higher than the values obtained in the conventional protocol. In the analysis of the total number of implants in each group, there was a statistically significant difference only in the ISQ-MD values ( $p < 0.021$ ), being higher in the test group.

**Conclusion:** within the limitations of this study, we can conclude that the experimental protocol presented here seems to be viable for future preclinical research studies. This study allowed assessing some methodological limitations that could be resolved in future studies. On cylindrical implants, the use of a milling protocol with conical drills resulted in greater implant stability compared to the conventional milling protocol.

**Keywords:** Milling protocols, Torque, Dental prosthesis, Dental implants, Implant stability, Bone quality.



# ÍNDICE

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1. ESTABILIDADE DOS IMPLANTES.....	3
1.2. FORMAS DE MEDIR A ESTABILIDADE DOS IMPLANTES.....	4
1.3. FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA – <i>OSSTELL</i> ® .....	7
1.4. CARACTERÍSTICAS DOS IMPLANTES DENTÁRIOS .....	8
1.5. PROTOLOS CIRÚRGICOS .....	10
<b>2. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>13</b>
2.1. MATERIAIS.....	15
2.2. METODOLOGIA.....	18
2.3. VARIÁVEIS A ANALISAR .....	21
2.4. ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	21
<b>3. RESULTADOS .....</b>	<b>23</b>
3.1. RESULTADOS VERIFICADOS NO GRUPO DE CONTROLO (G0) .....	26
3.1.1. <i>Resultados relativos à variável “ISQ-BL” vs “Tipo de Osso”</i> .....	26
3.1.2. <i>Resultados relativos à variável “ISQ-MD” vs “Tipo de Osso”</i> .....	28
3.1.3. <i>Resultados relativos à variável “Torque” vs “Tipo de Osso”</i> .....	29
3.2. ESTATÍSTICA INFERENCIAL .....	31
3.3. RESULTADOS VERIFICADOS NO GRUPO DE TESTE (G1) .....	32
3.3.1. <i>Resultados relativos à variável “ISQ-BL” vs “Tipo de Osso”</i> .....	32
3.3.2. <i>Resultados relativos à variável “ISQ-MD” vs “Tipo de Osso”</i> .....	33
3.3.3. <i>Resultados relativos à variável “Torque” vs “Tipo de Osso”</i> .....	35
3.4. ESTATÍSTICA INFERENCIAL .....	37
3.5. RESULTADOS OBTIDOS EM CADA VARIÁVEL PARA O TOTAL DE IMPLANTES EM CADA GRUPO .....	37
3.5.1. <i>Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “ISQ-BL”</i> .....	37
3.5.2. <i>Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “ISQ-MD”</i> .....	39
3.5.3. <i>Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “Torque”</i> .....	40
3.6. ESTATÍSTICA INFERENCIAL .....	41
<b>4. DISCUSSÃO.....</b>	<b>43</b>
<b>5. CONCLUSÕES.....</b>	<b>49</b>
<b>6. BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>53</b>



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Bloco do osso-BS-005, empresa Bonemodels®, Spain .....	15
Figura 2 – Implante- Tissue-level SPØ4.1 RN, SLA® 10mm, Ti, Loxim, da empresa Straumann® .....	15
Figura 3 - Conjunto de brocas helicoidais, cilíndricas guiadas para colocação de implantes Tissue-Level Straumann®, indicado pela marca comercial Straumann® .....	16
Figura 4 - Conjunto de brocas X VeloDrill guiadas para colocação para implantes cónicos, indicado pela marca comercial Straumann® .....	16
Figura 5 - Software CoDiagnostix, Straumann® .....	16
Figura 6 – Guia Cirúrgica .....	17
Figura 7- Osstell® e SmartPeg .....	17
Figura 8- Protocolo Cirúrgico Exoplan, EXOCAD® .....	20
Figura 9- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso” .....	27
Figura 10- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso” .....	29
Figura 11- Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso” .....	31
Figura 12- Sumarização de Teste de Hipótese (Teste de Kruskal-Wallis) .....	31
Figura 13- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo teste” vs “Tipo de Osso” .....	33
Figura 14- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo teste” vs “Tipo de Osso” .....	35
Figura 15- Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo teste” vs “Osso” .....	36
Figura 16- Sumarização de Teste de Hipótese (Teste de Kruskal-Wallis) .....	37
Figura 17- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo controlo” vs “grupo de teste” .....	38
Figura 18- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo controlo” vs “grupo de teste” .....	39
Figura 19- Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo controlo” vs “grupo de teste” .....	40



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Resultados obtidos no grupo de controlo (G0) .....	25
Tabela 2- Resultados obtidos no grupo de teste (G1) .....	25
Tabela 3- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-BL grupo controlo (G0).....	26
Tabela 4- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-BL grupo controlo (G0).....	26
Tabela 5- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-BL grupo controlo (G0).....	27
Tabela 6- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-BL grupo controlo (G0).....	27
Tabela 7- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-MD grupo controlo (G0) .....	28
Tabela 8- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-MD grupo controlo (G0) .....	28
Tabela 9- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-MD grupo controlo (G0) .....	28
Tabela 10- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-MD grupo controlo (G0) .....	29
Tabela 11- Análise descritiva tipo de osso D1 e torque grupo controlo (G0) .....	30
Tabela 12- Análise descritiva tipo de osso D2 e torque grupo controlo (G0) .....	30
Tabela 13- Análise descritiva tipo de osso D3 e torque grupo controlo (G0) .....	30
Tabela 14- Análise descritiva tipo de osso D4 e torque grupo controlo (G0) .....	30
Tabela 15- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-BL grupo teste (G1).....	32
Tabela 16- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-BL grupo teste (G1).....	32
Tabela 17- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-BL grupo teste (G1).....	32
Tabela 18- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-BL grupo teste (G1).....	33
Tabela 19- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-MD grupo teste (G1) .....	34
Tabela 20- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-MD grupo teste (G1) .....	34
Tabela 21- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-MD grupo teste (G1) .....	34
Tabela 22- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-MD grupo teste (G1) .....	34
Tabela 23- Análise descritiva tipo de osso D1 e torque grupo teste (G1) .....	35
Tabela 24- Análise descritiva tipo de osso D2 e torque grupo teste (G1) .....	35
Tabela 25- Análise descritiva tipo de osso D3 e torque grupo teste (G1) .....	36
Tabela 26- Análise descritiva tipo de osso D4 e torque grupo teste (G1) .....	36
Tabela 28 - Dados estatísticos: grupo controlo (G0), variável “ISQ-BL”.....	38
Tabela 29 - Dados estatísticos: grupo de teste (G1), variável “ISQ-BL”.....	38
Tabela 30 - Dados estatísticos: grupo controlo (G0), variável “ISQ-MD” .....	39
Tabela 31 - Dados estatísticos: grupo de teste (G1), variável “ISQ-MD” .....	39
Tabela 32- Dados estatísticos: grupo de controlo (G0) e de teste (G1), variável “valores de torque” .....	40
Tabela 27- Sumarização de Teste de Hipótese (teste de Mann-whitney).....	41



## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

**CRA** - *Cutting resistance analysis*

**RTT** - *reverse torque test*

**J/mm<sup>3</sup>** – *Joule/ Milímetro-Cúbico*

**BIC** – *Bone-to-implant-contact*

**FEM** - Método de elementos finitos

**Pa** - Pascal

**g/cm<sup>3</sup>** – Grama/centímetro cúbico

**PDL** – Ligamento periodontal

**RFA** – Frequência de ressonância

**kHz** – *Kilohertz*

**ISQ** - Quociente de Estabilidade do Implante

**TL** – *Tissue-Level*

**BL** – *Bone-Level*

**mm**- Milímetro

**Rpms** - Rotações por minuto

**Ncm** – *Newton/centímetro*



## 1. INTRODUÇÃO



O edentulismo é uma condição debilitante que afeta as funções do sistema estomatognático do paciente(1) sendo, portanto, necessário proceder à reabilitação dessas áreas edêntulas. Essa reabilitação pode ser efetuada com recurso a próteses fixas, próteses removíveis ou próteses combinadas, suportadas por dentes e/ou implantes dentários.

A Implantologia é o ramo da Medicina Dentária que inclui procedimentos relacionados com a substituição de dentes perdidos por implantes, projetados para se ajustar à estrutura óssea disponível, bem como os atos cirúrgicos associados á inserção dos materiais a serem implantados. O volume, a densidade e a anatomia óssea determinam a opção de tratamento estático, enquanto os aspectos dinâmicos e fisiológicos da técnica estão relacionados à ativação de células-tronco com osseotensores, suprimento sanguíneo, músculos, oclusão, carga funcional da prótese implantossuportada e dentes adjacentes. Todos estes parâmetros são necessários ter em consideração para promover o sucesso do implante a longo prazo.

Estes procedimentos têm por objetivo restabelecer as funções do sistema estomatognático de um paciente com ausência de peças dentárias, através de uma reabilitação protética unitária, parcial ou total, suportada por implantes dentários. (2, 3)

O sucesso dos implantes dentários depende de vários fatores, dos quais se podem destacar o formato do implante, o tipo ósseo, o protocolo utilizado, a estabilidade, entre outras.(4, 5)

### **1.1. Estabilidade dos implantes**

Além das propriedades dos materiais, a estabilidade do implante é um princípio essencial para o sucesso de um implante dentário. A quantificação objetiva da estabilidade, através de uma medida efetuada clinicamente pelo Médico Dentista, pode ajudar o profissional a selecionar, adaptar e desenvolver o melhor protocolo cirúrgico/protético para cada paciente.(6, 7)

Existem dois tipos de estabilidade, a primária e a secundária:(8)

- A estabilidade primária (mecânica) refere-se à estabilidade do implante no momento da inserção no osso.
- A estabilidade secundária (biológica) é conseguida após a osteointegração do implante com o osso circundante.

A estabilidade primária do implante foi identificada como um importante fator de prognóstico para o sucesso da osteointegração.(9) A estabilidade secundária depende então do envolvimento biológico e da homeostase, por meio da aposição óssea após a colocação do implante.

Naturalmente, para que o implante fique estável e se obtenha um sucesso a longo prazo tem de haver uma osteointegração favorável.(8) O sucesso da osteointegração depende, portanto, da inter-relação de vários fatores, como: a biocompatibilidade do material do implante, a topografia macro e microscópica da superfície do implante, o desenho do implante, a morfologia óssea e a qualidade do osso que irá incorporar o implante, a técnica cirúrgica empregue, a saúde oral e sistémica do paciente e as condições de carga assim como os protocolos adotados. Todos estes fatores devem ser controlados em simultâneo.(10, 11)

Sendo a estabilidade um pré-requisito para que o implante mantenha uma taxa de sucesso elevada, não só a curto prazo, mas também a longo prazo, é muito importante que após a cirurgia de implante seja atingida uma estabilidade adequada ao implante usado, em função do leito ósseo recetor.

## **1.2. Formas de medir a estabilidade dos implantes**

O método utilizado para medir a estabilidade dos implantes deve ser preciso e confiável, e não invasivo. Existem várias formas de avaliar a estabilidade dos implantes dentários, entre elas, a análise radiográfica, análise do torque de inserção (CRA – *cutting resistance analysis*), teste de torque reverso (RTT – *reverse torque test*) e análise modal.(12)

A avaliação radiográfica é um método não invasivo que pode ser realizado em qualquer fase da cicatrização do implante. A radiografia do tipo *bitewing* tem sido sugerida como a análise radiográfica mais relevante para avaliar o sucesso

do implante através da observação visual da interface osso-implante e do nível da crista óssea.(13, 14)

Na análise do torque de inserção (CRA), originalmente desenvolvida por Johansson e Strid (15) e posteriormente aprimorada por Friberg (16-18) em modelos humanos *in vitro* e *in vivo*, é medida a energia (J/mm<sup>3</sup>) necessária para um motor elétrico, alimentado por corrente, poder cortar um dado volume de osso durante a cirurgia de implante. Isto é conseguido com a incorporação de extensômetros elétricos no interior da unidade de perfuração (contra ângulo). O valor desta energia mostrou uma correlação significativa com a densidade óssea, que tem sido sugerido como um dos fatores que influencia a estabilidade do implante.

O teste de torque reverso (RTT), proposto por Roberts(19) e desenvolvido por Johansson e Albrektsson(20, 21), mede o valor máximo de torque necessário para remover o implante, i.e., rodar em sentido reverso, “fraturando” assim o contato osso-implante (BIC – *bone-to-implant contact*). Indiretamente, este método fornece informações sobre o grau de BIC num determinado implante, mas não pode ser usado clinicamente.

A análise modal é uma análise de vibração. Mede a frequência natural ou o sinal de deslocamento de um sistema em ressonância, que é iniciado por ondas externas em estado estacionário ou uma força de impulso transitória. É amplamente utilizado como um método de teste eficaz para análise estrutural na engenharia e na saúde. Esta análise pode ser dividida em teórica e experimental.

A modelação bidimensional ou tridimensional de elementos finitos (FEM) é um exemplo de análise modal teórica simulada por computador, que é matematicamente arquitetada aplicando propriedades biomecânicas conhecidas (por exemplo, módulo de *Young* [em Pa], razão de *Poisson* e densidade em g/cm<sup>3</sup>) de estruturas de interesse. A análise modal teórica, como a FEM, pode ser útil na investigação das características vibracionais de objetos que podem ser difíceis de excitar devido a um efeito de amortecimento das condições de contorno, como o ligamento periodontal (PDL) num modelo *in vivo*.(22) Ao modificar as condições de fronteira, como o nível do osso, o FEM pode,

teoricamente, ser usado para calcular a tensão e a deformação antecipadas em vários níveis ósseos peri-implantares simulados.(23, 24)

Relativamente à análise modal experimental, esta mede mudanças estruturais e características dinâmicas. Algumas técnicas derivadas desses conceitos teóricos têm vindo a ser ensaiadas para uso na avaliação da mobilidade do implante. São exemplos o teste de percussão, o método do instrumento de impacto (*Periotest*® Siemens, Bensheim, Alemanha; *Dental Mobility Checker*®, J. Morita®, Suita, Japan), a frequência de ressonância (RFA: “*Ressonance Frequency Analysis*”, utilizadas nos sistemas *Osstell* (Osstell AG, Göteborg, Sweden; *Implomate*® (Bio Tech One, Taipei, Taiwan); *Penguin* (*Integration Diagnostics Sweden AB., Göteborg, Sweden*), e outros (p.ex. forma de onda de oscilação pulsada por Kaneko).(12, 25)

No caso do *Perioteste*®, o seu valor está fortemente relacionado com a direção e posição da excitação mecânica.(26, 27) De entre as formas de medir a estabilidade dos implantes dentários, a análise de frequência de ressonância (RFA) é o método mais utilizado, o qual tem sido referido como objetivo, previsível e confiável, na medição da estabilidade do implante em função da rigidez do complexo osso/implante. São exemplos de instrumentos comerciais o *Penguin*® (*Integration Diagnostics Sweden AB., Göteborg, Sweden*) e o *Osstell*®.(28) O *Penguin*® tem um design pequeno semelhante a uma caneta e um transdutor multiuso (*MulTiPeg*™), que alegadamente seria mais fácil de usar.(29) Esta técnica utiliza um pequeno transdutor em forma de L que é aparafusado ao implante ou ao pilar. O transdutor é composto por 2 elementos piezocerâmicos, um dos quais é vibrado por um sinal senoidal (5 a 15 kHz), e o outro serve como um recetor para o sinal. Os picos de ressonância do sinal recebido indicam a primeira frequência de ressonância de flexão (curvatura) do objeto medido. Estudos *in vitro* e *in vivo* sugeriram que este pico de ressonância pode ser usado para avaliar a estabilidade do implante de maneira quantitativa, e traduz-se num valor definido por quociente de estabilidade do implante, que varia de 10 a 100.(30)

O quociente de estabilidade do implante pode apresentar resultados falso-positivos dependendo da forma como o *Smart-Peg* é instalado no implante e do suporte ósseo obtido. Há evidências crescentes de que os dados de RFA de

implantes imediatos podem não corresponder aos dados reais de estabilidade primária.(31, 32)

### 1.3. Frequência de ressonância – *Osstell*®

Dos dispositivos de análise de frequência de ressonância destaca-se, portanto, o *Osstell*®. Uma pesquisa direta na base de dados *PubMed Medline*, com o termo “*Osstell*” permite obter quase 250 referências bibliográficas, das quais 200 desde 2010.

O *Osstell*® foi desenvolvido por Meredith e pela sua equipa em 1996.(16) O dispositivo tem de momento três gerações: *Osstell*®*Beacon*, *Osstell*®*IDx* e *Osstell*®*IDx Pro*.

O princípio básico de funcionamento dos aparelhos passa pelo uso de um transdutor que é acoplado ao implante, que é excitado por um impulso magnético gerado pelo aparelho. A vibração obtida causa um deslocamento horizontal ligeiro do implante, por conseguinte obtém um valor da ressonância e este é convertido num quociente de estabilidade do implante (ISQ). Este valor é diretamente proporcional à estabilidade do implante.(33-35)

A tecnologia é baseada no princípio do diapasão. Um *SmartPeg*, estéril e descartável é anexado ao implante e concebido para vibrar, como um diapasão. O objetivo é encontrar a frequência de ressonância, ou seja, a frequência com a vibração mais forte. Quanto maior a frequência de ressonância, maior o valor ISQ e mais estável se encontrará o implante. Essa medição é feita de forma rápida, em alguns segundos e não é invasiva. O resultado é apresentado como um valor de ISQ entre 1-100. Esta escala tem uma correlação não linear com a micromobilidade. Uma estabilidade alta significa ISQ >70, entre 60-69 é uma estabilidade média e ISQ < 60 é considerada estabilidade baixa.(36)

Estudos comparativos têm sido feitos de forma a avaliar a sensibilidade destes dispositivos ao medir a estabilidade primária dos implantes dentários. De acordo com Dicker(37), no seu estudo comparativo de 3 dispositivos de RFA (*Osstell*®, *Osstell*®*Beacon* e *Osstell*®*IDx*) com o *Penguin*® RFA, embora exista uma excelente confiabilidade dos 3 dispositivos RFA a confiabilidade do *Osstell*®

*Beacon* e do *Penguin® RFA* foi ligeiramente superior à do que a do *Osstell®/Dx*. A densidade óssea e o diâmetro do implante foram parâmetros que afetaram a estabilidade primária dos implantes.(37)

#### 1.4. Características dos implantes dentários

Atualmente, os implantes dentários podem ser classificados em dois grandes grupos: os implantes não auto-roscantes e auto-roscantes. (38) Considerando, a empresa de implantes *Straumann®*, são exemplos de implantes não auto-roscantes os *Tissue-Level®*, os *Bone-Level®* e os *Bone-Level Tapared®*, e de implantes auto-roscantes os *Tissue-Level X®* e os *Bone-Level X®*.

A geometria, a superfície, o material dos implantes dentários e as condições ósseas afetam a biomecânica da osteointegração, o que pode contribuir para o sucesso da mesma ou falha dos implantes.(39) No decurso da história da implantologia foram criados vários tipos de implantes com diferente geometrias / macro-desenho, sempre com o objetivo de melhorar o seu sucesso clínico.(40) Essencialmente, foram estabelecidas duas variações de desenho para conexão do pilar protético ao corpo do implante: ou ao nível dos tecidos moles (TL: *tissue-level*) ou ao nível do osso (BL: *bone level*).

Em implantes TL, a transição da porção rugosa para a lisa é ao nível osso, ficando o colo polido rodeado de tecido mole. Este tipo de desenho é caracterizado por uma cicatrização não submersa. Em consequência, não é necessária uma segunda fase de exposição cirúrgica para se iniciar a fase da reabilitação protética, o que significa menor morbidade.

Os implantes BL, por outro lado, são completamente cobertos por uma superfície rugosa e são inseridos ao nível do osso (ou abaixo), o que normalmente se traduz numa cicatrização com o implante submergido. No entanto, é possível aparafusar um pilar intermédio, preferencialmente no dia da cirurgia, que fica rodeado por tecido mole, e, portanto, exposto na cavidade oral (semelhante à posição dos implantes TL.(41, 42)

Para implantes TL estão disponíveis vários tipos de pilares protéticos, e o *microgap* entre o implante e o pilar não está localizado diretamente no nível do osso, mas alguns milímetros no sentido coronal, *i.e.*, na gengiva do paciente. Os implantes BL (*Straumann® Bonne-level*) permitem a possibilidade de criar um perfil de emergência natural com pilares de *design* individual. Com *microgap* próximo à crista óssea, uma certa quantidade de perda óssea pode ser esperada. Isso resulta numa relação direta entre a configuração do implante e o resultado do tecido mole peri-implantar.(43)

Diferentes conceitos para limitar a remodelação óssea ao redor dos implantes BL (*Straumann® Bone-level*) foram desenvolvidos e, com a troca de plataforma (conceito "*Platform switching*"), a reabsorção da crista alveolar parece ser significativamente reduzida.(44, 45)

A relação existente entre a superfície do implante, estabilidade primária, configuração das espiras, formato do corpo e tipo de osso definirá a estabilidade inicial do implante. Acredita-se que o uso de implantes de formato cônico (*tapered*), como por exemplo, os implantes BLT (*Straumann® Tissue-level tapered*), assim como modificação de superfície podem aumentar a estabilidade primária em osso de baixa densidade. Além disso, trabalhos pré-clínicos experimentais mostraram a possibilidade de obter estabilidade primária em implantes dentários cônicos sujeitos a carga imediata, sem comprometer a cicatrização e a rápida formação óssea, minimizando a perda de estabilidade do implante em locais de compressão. Isso pode ser de importância singular com carga funcional imediata/precoce de implantes unitários colocados em osso de baixa qualidade. A seleção de um implante que proporcione estabilidade adequada em osso de má qualidade é imperativa. Um design de implante cônico fornecerá estabilidade adequada porque cria pressão no osso cortical em áreas de qualidade óssea reduzida.(46)

Relativamente aos implantes auto-roscantes (*self-taping*) estes existem desde 1993 e têm vindo a ser usados em regiões onde a qualidade de osso é mais pobre. Implantes desta classe foram criados de forma a evitar o procedimento de rosquear para locais de implantes não auto-roscantes que é substituído pela ação das suas espiras cortantes na sua porção apical.(47) Isto pode melhorar a estabilidade primária e a taxa de sobrevivência do implante.(48)

Neste grupo de implantes podem incluir-se os implantes cónicos *Straumann® TLX* e *Straumann® BLX*, concebidos para uma estabilidade primária elevada e procedimentos de carga imediata. Estudos recentes (49-51) avaliaram este sistema de implantes *Straumann®BLX*, e concluíram pela obtenção de uma maior estabilidade primária do que outros implantes testados.

### **1.5. Protocolos cirúrgicos**

Foi demonstrado que a estabilidade primária depende de vários fatores, incluindo a qualidade ou densidade óssea, as características morfológicas do implante e a técnica cirúrgica utilizada.(52, 53) Assumindo que a relação entre a distribuição de tensão interfacial durante a colocação do implante e a respectiva tensão do tecido peri-implantar devido às forças de fricção, pode considerar-se que estes fatores são dos principais agentes morfométricos da estabilidade primária. Deste modo, modificar estes fatores, induzirá a alteração da estabilidade primária.(54, 55)

Segundo a classificação proposta por *Lekholm and Zarb* o volume e as características estruturais do tecido ósseo são avaliados com base nas radiografias e na perceção tátil do cirurgião quanto à dureza do tecido ósseo.(56)

O osso é categorizado numa escala que varia de I a IV, dependendo da quantidade de osso trabecular e cortical presente. No tipo I, o tecido ósseo é composto quase exclusivamente por osso cortical, enquanto o tipo IV apresenta áreas de osso cortical fino ao redor de uma camada principal de osso trabecular. Observou-se que implantes instalados num osso tipo IV têm menor estabilidade primária. A taxa de falha para implantes inseridos em ossos tipo III-IV é mais alta (4,27-8,06%) em comparação com aqueles colocados em ossos tipo I-II.(57)

Diversas técnicas têm sido utilizadas para aprimorar a estabilidade primária em ossos tipo IV. A preparação adequada do local para a colocação do implante dentário é uma etapa fundamental em todos os procedimentos cirúrgicos, afetando diretamente a sobrevivência do implante. Foi demonstrado que a técnica de fresagem é um processo sensível e que tem influência na estabilidade da crista óssea e na osseointegração de implantes dentários.(58, 59)

De acordo com as recomendações de Friberg et al.,(60) sugere-se o uso de furação subdimensionada, o que significa utilizar uma broca final com diâmetro menor do que aquele recomendado pelo fabricante. Essa abordagem resulta numa osteotomia menor, também conhecida como subpreparação.

Deste modo, a subpreparação é uma estratégia usual para melhorar a ancoragem em casos de baixa densidade óssea, o que se irá traduzir numa maior estabilidade primária.(61)

Esta estudo teve dois objetivos principais:

1. Definir uma metodologia de investigação, em ambiente pré-clínico, da análise da estabilidade de implantes com a tecnologia de frequência de ressonância.
2. Efetuar um estudo piloto de comparação da estabilidade de um implante não auto-roscante, do tipo *tissue-level*, com dois protocolos diferentes de fresagem, em osso artificial com densidades ósseas distintas.

Em face dos objetivos definidos, foram constituídas as seguintes hipóteses nulas:

- Não há diferença na estabilidade dos implantes (medida em “ISQ”) colocados em diferentes tipologias ósseas, com dois protocolos de fresagem.
- Não há diferença na estabilidade dos implantes (medida em “Torque”) colocados em diferentes tipologias ósseas, com dois protocolos de fresagem.



## **2. MATERIAIS E MÉTODOS**



## 2.1. Materiais

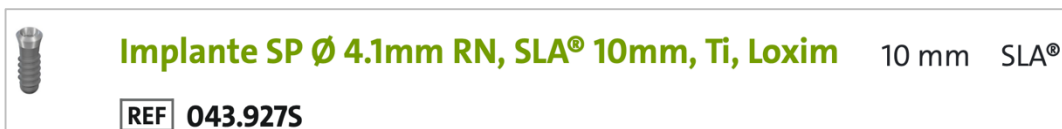
Para a execução desta investigação foram utilizados os seguintes materiais.

- Dois blocos de resina (BS-005, empresa *Bonemodels®*, Spain) a simular quatro tipos de densidade óssea diferente (D1, D2, D3, D4), de acordo com a classificação de *Lekholm e Zarb*.(62) (Figura 1)
- Trinta e dois implantes não auto-roscantes (*Tissue-level SPØ4.1 RN, SLA® 10mm, Ti, Loxim*, da empresa *Straumann®*): plataforma regular (RN), com 10mm de comprimento. (Figura 2)
- Conjunto de brocas para colocação de implantes *Tissue-Level Straumann®*, indicado pela marca comercial *Straumann®*. (Figura 3)
- Conjunto de brocas para colocação de implantes cónicos *Straumann®*, indicado pela marca comercial *Straumann®*. (Figura 4)
- *Software exoplan, EXOCAD®* (Figura 5)
- Guia cirúrgica (Figura 6)
- *Osstell®Beacon* e *SmartPeg* (Figura 7).



**BS-005**

**Figura 1 – Bloco do osso-BS-005, empresa Bonemodels®, Spain**



**Figura 2 – Implante- Tissue-level SPØ4.1 RN, SLA® 10mm, Ti, Loxim, da empresa Straumann®**

Brocas helicoidais guiadas				
Broca helicoidal PRO		curta, guiada, comprimento 32 mm, Ø 2,8 mm	Aço inoxidável	034.223
		média, guiada, comprimento 36 mm, Ø 2,8 mm		034.226
		longa, guiada, comprimento 40 mm, Ø 2,8 mm		034.229
		curta, guiada, comprimento 32 mm, Ø 3,5 mm		034.423
		média, guiada, comprimento 36 mm, Ø 3,5 mm		034.426
		longa, guiada, comprimento 40 mm, Ø 3,5 mm		034.429
		curta, guiada, comprimento 32 mm, Ø 4,2 mm		034.623
		média, guiada, comprimento 36 mm, Ø 4,2 mm		034.626
		longa, guiada, comprimento 40 mm, Ø 4,2 mm		034.629

Figura 3 - Conjunto de brocas helicoidais, cilíndricas guiadas para colocação de implantes Tissue-Level Straumann®, indicado pela marca comercial Straumann®

Produto	Imagem	Descrição	Material	Art.-Nº.
<b>X VeloDrill™ guiado</b>				
X VeloDrill™		curto, Ø 2,8 mm, comprimento 34 mm	Aço inoxidável	066.1302
		média, Ø 2,8 mm, comprimento 38 mm		066.1502
		longo, Ø 2,8 mm, comprimento 42 mm		066.1702
		curto, Ø 3,5 mm, comprimento 34 mm		066.1304
		média, Ø 3,5 mm, comprimento 38 mm		066.1504
		longo, Ø 3,5 mm, comprimento 42 mm		066.1704
		curto, Ø 4,2 mm, comprimento 34 mm		066.1306
		média, Ø 4,2 mm, comprimento 38 mm		066.1506
		longo, Ø 4,2 mm, comprimento 42 mm		066.1706

Figura 4 - Conjunto de brocas X VeloDrill guiadas para colocação para implantes cónicos, indicado pela marca comercial Straumann®

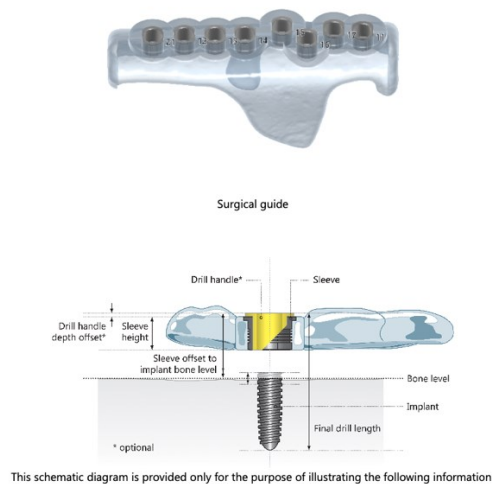


Figura 5 - Software CoDiagnostix, Straumann®

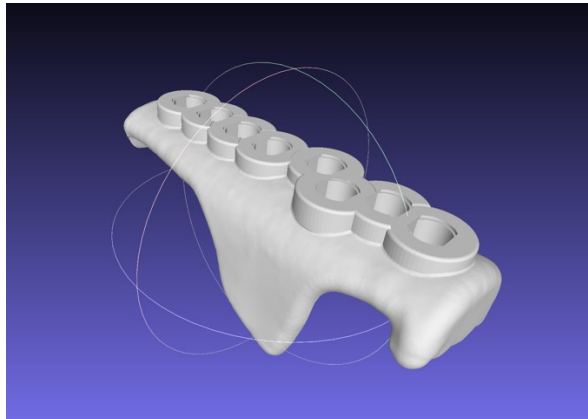


Figura 6 – Guia Cirúrgica



Figura 7- Osstell® e SmartPeg

## 2.2. Metodologia

Definiu-se como metodologia para esta investigação, a realização de dois protocolos de fresagem distintos, sempre realizados pelo mesmo operador. A sequência de diâmetros de brocas é a definida pelo fabricante, mas a tipologia de broca utilizada foi a seguinte:

1. **GRUPO CONTROLO (G0):** num primeiro bloco de resina (*Bonemodels@Spain*) foi usado o protocolo cirurgico, de cirurgia guiada para colocação de implantes TL (Implante SP Ø 4.1mm RN, SLA® 10mm, Ti, Loxim)

A preparação dos leitos dos implantes foi efetuada de acordo com o protocolo do fabricante:

1. Broca de Ø 2,2 mm (*Pilot Drill*, Ø2.2 mm, tamanho médio, de cirurgia guiada, de aço inoxidável, (034.223)).
2. Broca de Ø 2,8 mm (*Twist Drill PRO*, Ø2.8 mm, tamanho médio, de cirurgia guiada, de aço inoxidável, (034.226)).
3. Broca de Ø 3,5 mm (*Twist Drill PRO*, Ø3.5 mm, tamanho médio, de cirurgia guiada, de aço inoxidável, (034.426)).
4. Broca perfiladora curta (SP, Ø 4,1 mm, RN, de aço inoxidável, (034.623))

A colocação do implante foi efetuada com contra-ângulo, com uma rotação de 15 rpms, e um torque máximo de inserção pré-definido de 75 Ncm (valor máximo do motor) para todos os implantes colocados, de modo a obter o valor máximo real do torque de inserção na colocação.

Todo o protocolo de irrigação foi mantido.

Após a colocação do implante foi instalado o *SmartPeg* no implante e executadas duas medições com o *Osstell®*, uma no sentido M-D (mesio-distal) e outra no sentido B-L (vestibular-lingual).

2. **GRUPO DE TRABALHO (G1):** num segundo bloco de resina (*Bonemodels@Spain*) foi usado o protocolo cirúrgico de cirurgia guiada dos implantes BLT (Implante BLT Ø4.1mm RC, SLActive® 10mm, TiZr, NTP).

A preparação dos leitos dos implantes foi efetuada de acordo com o protocolo do fabricante:

1. Broca de Ø 2,2 mm (*X Pilot VeloDrill™*, de cirurgia guiada, Ø2.2 mm, de tamanho médio, de aço inoxidável, (066.1302)).
2. Broca de Ø 2,8 mm (*X VeloDrill™*, de cirurgia guiada, Ø2.8 mm, tamanho médio, de aço inoxidável, (066.1502)).
3. Broca de Ø 3,5 mm (para implantes de Ø 4,1 mm e Ø 4,8 mm) (*X VeloDrill™*, de cirurgia guiada, Ø3.5 mm, tamanho médio, de aço inoxidável, (066.1504)).
4. Broca de perfiladora SP curta, Ø 4,1 mm, RN. (066.1306)).

A colocação do implante foi efetuada com contra-ângulo, com uma rotação de 15 rpms, e um torque máximo de inserção pré-definido de 75 Ncm (valor máximo do motor) para todos os implantes colocados, de modo a obter o valor máximo real do torque de inserção na colocação.

Todo o protocolo de irrigação foi mantido.

Após a colocação do implante foi instalado o *SmartPeg* no implante e executadas duas medições com o *Osstell®*, uma no sentido M-D (mesio-distal) e outra no sentido B-L (vestibular-lingual).

Para ambos os protocolos foram usadas guias cirúrgicas de forma a padronizar a colocação dos 32 implantes. Em ambos os protocolos cirúrgicos o planeamento foi feito para o implante ser colocado na posição H2 do transportador justo à anilha metálica. (Figura 8)

## Surgical Protocol

Patient: 3, bloco  
Project: 2023-05-21\_00001-003 (Upper Jaw)

Implant Information	
Tooth Number:	17
Implant Model:	Straumann® - Standard Roxolid® SLActive® Guided
Manufacturer:	Institut Straumann AG
Article Number:	033.532G
Length:	10 mm
Body Diameter:	4,1 mm
Platform Diameter:	4,8 mm
Library Integrity:	This library is signed. <sub>1</sub>
Image:	<p>Color code: <span style="background-color: red; color: black;"> </span> ----- Recommended bone level</p>
Sleeve Information	
Library Information:	Straumann® - Sleeves : Fully Guided Ø 5.0 mm T-sleeve : d5 / D6 / h5
Sleeve Model:	Ø 5 mm T-sleeve
Manufacturer:	Institut Straumann AG
Article Number:	034.053V4
Height:	5 mm
Inner Diameter:	5 mm
Sleeve offset to implant platform / bone level:	To platform: 3,7 mm / To bone level: 7 mm
Library Integrity:	This library is signed. <sub>1</sub>
Image:	<p>Color code: <span style="background-color: gray; color: black;"> </span></p>
Surgical Kit and Drill Information	
Library Information:	Straumann - Guided Surgery Kit : Ø 3.5 mm - Twist Drill PRO : Medium - 20 mm
Drill Model:	Ø 3.5 mm Twist Drill PRO medium, L 20 mm
Drill Manufacturer:	Institut Straumann AG
Article Number:	034.426
Drill Length:	36 mm
Drill Diameter:	3,5 mm
Drill Color Code:	<span style="background-color: red; color: black;"> </span>
Handle Description:	Ø 3.5 mm - h+3mm - red
Handle Outer Diameter:	5 mm
Handle Inner Diameter:	3,5 mm
Handle Depth Offset:	3 mm
Handle Icon:	●●●
Library Integrity:	This library is signed. <sub>1</sub>

<sup>1</sup>The presence of an electronic signature only confirms that the library entry has been verified for certain mesh and/or data characteristics. If the library contains meshes, it does NOT imply correctness of their shape under technical, medical or other aspects.

Figura 8- Protocolo Cirúrgico Exoplan, EXOCAD®

### **2.3. Variáveis a analisar**

De acordo com a metodologia descrita, foram definidas as seguintes variáveis para análise:

- Variáveis dependentes: torque máximo de inserção e valor de ISQ;
- Variáveis independentes: densidade óssea e protocolo de fresagem.

### **2.4. Análise estatística**

Foi efetuada uma análise estatística descritiva e inferencial dos resultados obtidos, em função das variáveis analisadas e da sua distribuição.



### **3. RESULTADOS**



As tabelas 1 e 2 ilustram os resultados do trabalho realizado. Nestas tabelas são apresentados valores resultantes das medições do torque de inserção do implante, e dos valores de ISQ-BL e ISQ-MD pós-colocação, no grupo de controlo e no grupo de teste.

**Tabela 1-** Resultados obtidos no grupo de controlo (G0)

BLOCO 1-CONTROLO	IMPLANTES	ISQ B-L	ISQ M-D	TORQUE (N)
OSSO D1	1	71	70	58
	2	70	70	50
	3	75	75	56
	4	71	74	60
OSSO D2	1	80	80	55
	2	80	80	54
	3	80	78	56
	4	81	78	52
OSSO D3	1	80	79	45
	2	75	76	42
	3	72	73	52
	4	74	72	53
OSSO D4	1	53	51	17
	2	17	10	2
	3	10	7	4
	4	61	58	8

B-L: buco-lingual; M-D: mesio-distal; N (newton)

**Tabela 2-** Resultados obtidos no grupo de teste (G1)

BLOCO 2-TESTE	IMPLANTES	ISQ B-L	ISQ M-D	TORQUE (N)
OSSO D1	1	71	75	65
	2	75	79	60
	3	76	80	53
	4	78	80	57
OSSO D2	1	80	80	55
	2	77	81	55
	3	77	81	67
	4	78	80	50
OSSO D3	1	77	80	47
	2	77	82	48
	3	83	82	46
	4	81	81	52
OSSO D4	1	49	44	14
	2	52	55	4
	3	52	55	10
	4	59	56	4

B-L: buco-lingual; M-D: mesio-distal; N (newton)

Como a distribuição dos resultados não foi normal, a estatística descritiva incluiu medidas de tendência central, como média e mediana, variância, valores máximos e mínimos.

### 3.1. Resultados verificados no Grupo de Controlo (G0)

#### 3.1.1. Resultados relativos à variável “ISQ-BL” vs “Tipo de Osso”

De acordo com as Tabelas 3-6, que resumem os dados relativos ao ISQ-BL obtidos para cada tipo de osso podemos verificar que o osso do tipo D4 foi o que apresentou no grupo controlo (G0), menores valores de ISQ-BL, sendo a média de valores de 35,25.

O osso que apresentou valores médios mais altos foi o osso tipo D2 com 80,25. O valor de ISQ-BL mais baixo registado neste grupo foi de 10 no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 81 no tipo de osso D2.

**Tabela 3-** Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-BL grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & ISQ-BL	CONTROLO	Média	71,75	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	68,22
			Limite superior	75,28
		5% da média aparada	71,67	
		Mediana	71,00	
		Variância	4,92	
		Desvio Padrão	2,22	
		Mínimo	70,00	
		Máximo	75,00	

**Tabela 4-** Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-BL grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & ISQ-BL	CONTROLO	Média	80,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	79,45
			Limite superior	81,05
		5% da média aparada	80,22	
		Mediana	80,00	
		Variância	0,25	
		Desvio Padrão	0,50	
		Mínimo	80,00	
		Máximo	81,00	

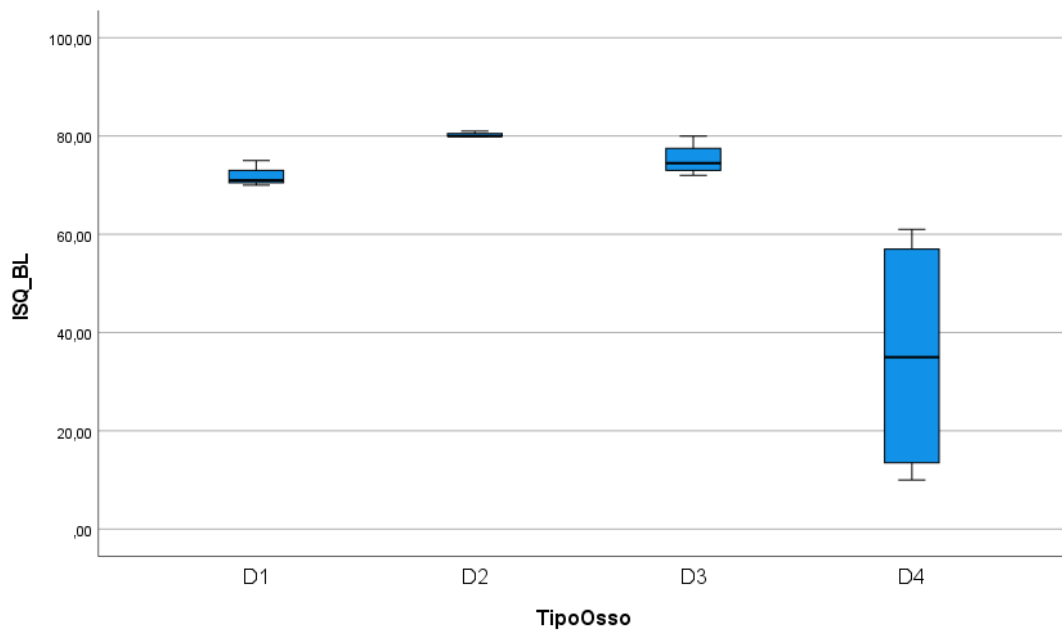
Tabela 5- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-BL grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & ISQ-BL	CONTROLO	Média	75,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	69,83
			Limite superior	80,67
		5% da média aparada	75,12	
		Mediana	74,50	
		Variância	11,58	
		Desvio Padrão	3,40	
		Mínimo	72,00	
		Máximo	80,00	

Tabela 6- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-BL grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & ISQ-BL	CONTROLO	Média	35,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	-5,31
			Limite superior	75,81
		5% da média aparada	35,22	
		Mediana	35,00	
		Variância	649,58	
		Desvio Padrão	25,49	
		Mínimo	10,00	
		Máximo	61,00	

Figura 9- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso”



## 3.1.2. Resultados relativos à variável “ISQ-MD” vs “Tipo de Osso”

De acordo com as Tabelas 7-10 que resume os dados relativos ao ISQ-MD obtidos para cada tipo de osso podemos verificar que o osso do tipo D4 foi o que apresentou no grupo controlo (G0), menores valores de ISQ-MD, sendo a média de valores de 31,50.

O osso que apresentou valores médios mais altos foi o osso tipo D2 com 79. O valor de ISQ-MD mais baixo registado neste grupo foi de 7 no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 80 no tipo de osso D2.

Tabela 7- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-MD grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & ISQ-MD	CONTROLO	Média	72,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	68,07
			Limite superior	76,43
		5% da média aparada	72,22	
		Mediana	72,00	
		Variância	6,92	
		Desvio Padrão	2,63	
		Mínimo	70,00	
		Máximo	75,00	

Tabela 8- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-MD grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & ISQ-MD	CONTROLO	Média	79,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	77,16
			Limite superior	80,84
		5% da média aparada	79,00	
		Mediana	79,00	
		Variância	1,33	
		Desvio Padrão	1,15	
		Mínimo	78,00	
		Máximo	80,00	

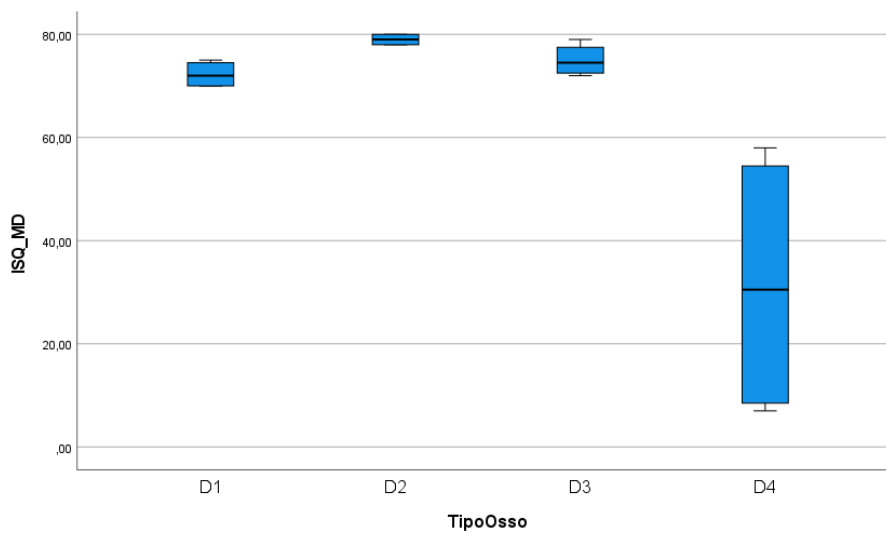
Tabela 9- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-MD grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & ISQ-MD	CONTROLO	Média	75,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	69,97
			Limite superior	80,03
		5% da média aparada	74,94	
		Mediana	74,50	
		Variância	10	
		Desvio Padrão	3,16	
		Mínimo	72,00	
		Máximo	79,00	

**Tabela 10-** Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-MD grupo controlo (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & ISQ-MD	CONTROLO	Média	31,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	-11,05
			Limite superior	74,05
		5% da média aparada	31,39	
		Mediana	30,50	
		Variância	715,00	
		Desvio Padrão	26,74	
		Mínimo	7,00	
		Máximo	58,00	

**Figura 10-** Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso”



### 3.1.3. Resultados relativos à variável “Torque” vs “Tipo de Osso”

As Tabelas 11, 12,13 e 14 resumem os dados relativos ao torque de inserção obtidos para cada tipo de osso. Verifica-se que o osso do tipo D4 foi o que apresentou, no grupo de controlo (G0), menores valores de torque de inserção, sendo a média de valores de 7,75N. O osso que apresentou valores médios de torque mais elevados foi o osso tipo D1 com 56,00N. O valor de torque mais baixo registado neste grupo foi de 2N no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 60N no tipo de osso D1.

Tabela 11- Análise descritiva tipo de osso D1 e torque grupo controle (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & TORQUE	CONTROLO	Média	56,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	49,13
			Limite superior	62,87
		5% da média aparada	56,11	
		Mediana	57,00	
		Variância	18,67	
		Desvio Padrão	4,32	
		Mínimo	50,00	
		Máximo	60,00	

Tabela 12- Análise descritiva tipo de osso D2 e torque grupo controle (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & TORQUE	CONTROLO	Média	54,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	51,53
			Limite superior	56,97
		5% da média aparada	54,28	
		Mediana	54,50	
		Variância	2,92	
		Desvio Padrão	1,71	
		Mínimo	52,00	
		Máximo	56,00	

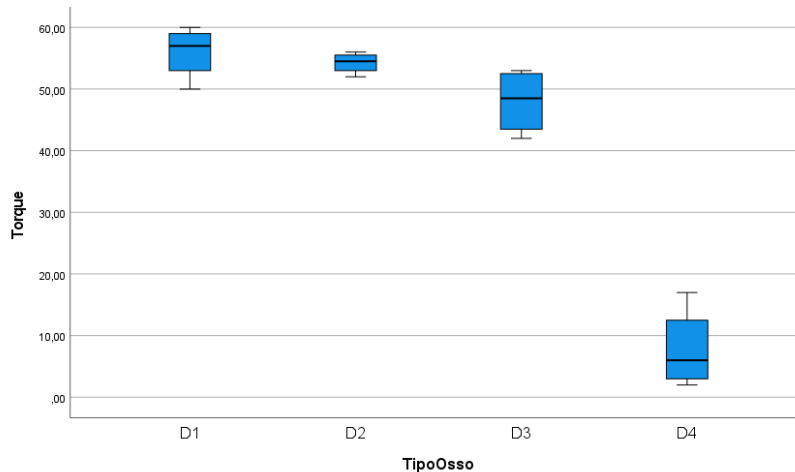
Tabela 13- Análise descritiva tipo de osso D3 e torque grupo controle (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & TORQUE	CONTROLO	Média	48,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	39,48
			Limite superior	56,52
		5% da média aparada	48,06	
		Mediana	48,50	
		Variância	28,67	
		Desvio Padrão	5,35	
		Mínimo	42,00	
		Máximo	53,00	

Tabela 14- Análise descritiva tipo de osso D4 e torque grupo controle (G0)

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & TORQUE	CONTROLO	Média	7,75	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	-2,83
			Limite superior	18,33
		5% da média aparada	7,56	
		Mediana	6,00	
		Variância	44,25	
		Desvio Padrão	6,65	
		Mínimo	2,00	
		Máximo	17,00	

**Figura 11-** Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo controlo” vs “Tipo de Osso”



### 3.2. Estatística inferencial

Como generalização não paramétrica do modelo de análise de variância unidirecional, o teste de Kruskal-Wallis aplica-se quando o objetivo é testar a diferença entre múltiplas amostras e as distribuições populacionais subjacentes são anormais ou desconhecidas.(63) A partir do Teste de Kruskal-Wallis podemos verificar, tal como se encontra resumido na tabela 12, que No grupo de controlo, as 3 variáveis diferem significativamente entre o tipo de osso (p-values a amarelo, inferiores a 5%). Na tabela baixo estão as comparações par a par, para cada variável, e são assinalados os pares onde as diferenças são significativas.

**Figura 12-** Sumarização de Teste de Hipótese (Teste de Kruskal-Wallis)

	Hipótese nula	Testes	<i>p-value</i> <sup>a</sup>	Decisão
<b>1</b>	A distribuição de ISQ_BL é igual nas categorias de tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	<b>,005<sup>b</sup></b>	<b>Rejeitar a hipótese nula..</b>
<b>2</b>	A distribuição de ISQ_MD é igual nas categorias de Tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	<b>,006<sup>b</sup></b>	<b>Rejeitar a hipótese nula.</b>
<b>3</b>	A distribuição de Torque é igual nas categorias de Tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	<b>,010<sup>b</sup></b>	<b>Rejeitar a hipótese nula.</b>
a. O nível de significância é 0,050.				
b. A exata significância é exibida para este teste.				

### 3.3. Resultados verificados no Grupo de Teste (G1)

#### 3.3.1. Resultados relativos à variável “ISQ-BL” vs “Tipo de Osso”

De acordo com as Tabelas 15-18, que resumem os dados relativos ao ISQ-BL obtidos para cada tipo de osso, podemos verificar que o osso do tipo D4 foi o que apresentou no grupo teste (G1), menores valores de ISQ-BL, sendo a média de valores de 53.

O osso que apresentou valores médios mais altos foi o osso tipo D3 com 79,50. O valor de ISQ-BL mais baixo registado neste grupo foi de 49 no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 83 no tipo de osso D3.

**Tabela 15-** Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-BL grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & ISQ-BL	TESTE	Média	75,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	70,32
			Limite superior	79,68
		5% da média aparada	75,06	
		Mediana	75,50	
		Variância	8,67	
		Desvio Padrão	2,94	
		Mínimo	71,00	
		Máximo	78,00	

**Tabela 16-** Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-BL grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & ISQ-BL	TESTE	Média	78,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	75,75
			Limite superior	80,25
		5% da média aparada	77,94	
		Mediana	77,50	
		Variância	2,00	
		Desvio Padrão	1,41	
		Mínimo	77,00	
		Máximo	80,00	

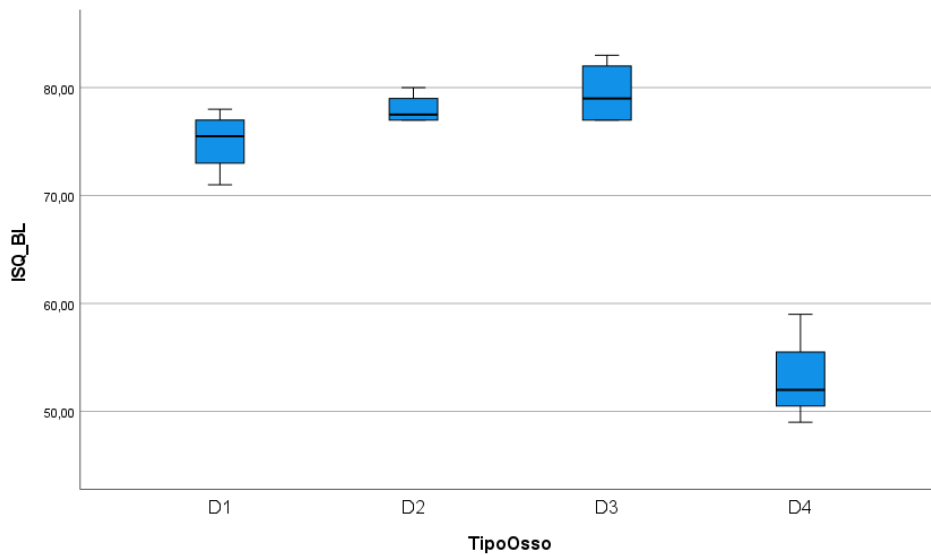
**Tabela 17-** Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-BL grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & ISQ-BL	TESTE	Média	79,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	74,73
			Limite superior	84,27
		5% da média aparada	79,44	
		Mediana	79,00	
		Variância	9,00	
		Desvio Padrão	3,00	
		Mínimo	77,00	
		Máximo	83,00	

**Tabela 18-** Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-BL grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & ISQ-BL	TESTE	Média	53,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	46,25
			Limite superior	59,75
		5% da média aparada	52,89	
		Mediana	52,00	
		Variância	18,00	
		Desvio Padrão	4,25	
		Mínimo	49,00	
		Máximo	59,00	

**Figura 13-** Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo teste” vs “Tipo de Osso”



### 3.3.2. Resultados relativos à variável “ISQ-MD” vs “Tipo de Osso”

De acordo com as Tabelas 19, 20, 21 e 22 que resumem os dados relativos ao ISQ-MD obtidos para cada tipo de osso podemos verificar que o osso do tipo D4 foi o que apresentou no grupo de teste (G1), menores valores de ISQ-MD, sendo a média de valores de 52,50. O osso que apresentou valores médios mais altos foi o osso tipo D3 com 81,25.

O valor de ISQ-MD mais baixo registado neste grupo foi de 44 no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 82 no tipo de osso D3.

Tabela 19- Análise descritiva tipo de osso D1 e ISQ-MD grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & ISQ-MD	TESTE	Média	78,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	74,71
			Limite superior	82,29
		5% da média aparada	78,61	
		Mediana	79,50	
		Variância	5,67	
		Desvio Padrão	2,38	
		Mínimo	75,00	
		Máximo	80,00	

Tabela 20- Análise descritiva tipo de osso D2 e ISQ-MD grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & ISQ-MD	TESTE	Média	80,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	79,58
			Limite superior	81,42
		5% da média aparada	80,50	
		Mediana	80,50	
		Variância	0,33	
		Desvio Padrão	0,58	
		Mínimo	80,00	
		Máximo	81,00	

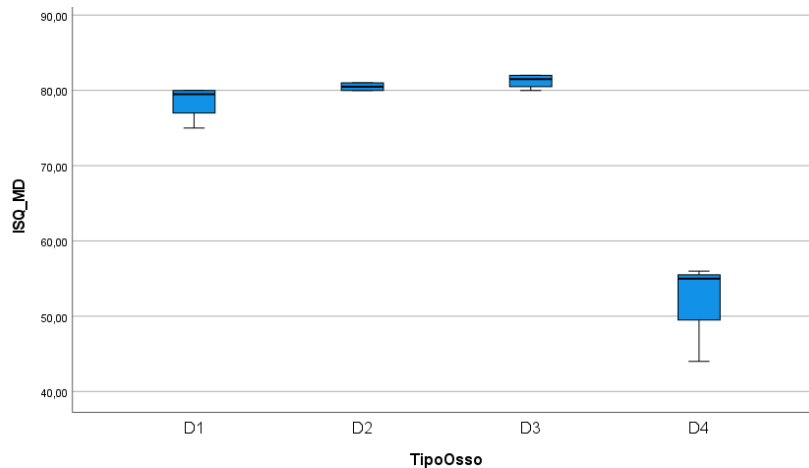
Tabela 21- Análise descritiva tipo de osso D3 e ISQ-MD grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & ISQ-MD	TESTE	Média	81,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	79,73
			Limite superior	82,77
		5% da média aparada	81,28	
		Mediana	81,50	
		Variância	0,92	
		Desvio Padrão	0,96	
		Mínimo	80,00	
		Máximo	82,00	

Tabela 22- Análise descritiva tipo de osso D4 e ISQ-MD grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & ISQ-MD	TESTE	Média	52,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	43,45
			Limite superior	61,55
		5% da média aparada	52,78	
		Mediana	55,00	
		Variância	32,33	
		Desvio Padrão	5,69	
		Mínimo	44,00	
		Máximo	56,00	

**Figura 14-** Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo teste” vs “Tipo de Osso”



### 3.3.3. Resultados relativos à variável “Torque” vs “Tipo de Osso”

De acordo com as Tabelas 23-26 que resumem os dados relativos ao torque de inserção obtidos para cada tipo de osso podemos verificar que o osso do tipo D4 foi o que apresentou no grupo de teste (G1), menores valores de torque de inserção, sendo a média de valores de 8,00N. O osso que apresentou valores médios de torque mais altos foi o osso tipo D1 com 58,75N. O valor de torque mais baixo registado neste grupo foi de 4N no tipo de osso D4 e o valor máximo registado foi de 67N no tipo de osso D2.

**Tabela 23-** Análise descritiva tipo de osso D1 e torque grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D1 & TORQUE	TESTE	Média	58,75	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	50,70
			Limite superior	66,80
		5% da média aparada	58,72	
		Mediana	58,50	
		Variância	25,58	
		Desvio Padrão	5,06	
		Mínimo	53,00	
		Máximo	65,00	

**Tabela 24-** Análise descritiva tipo de osso D2 e torque grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D2 & TORQUE	TESTE	Média	56,75	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	45,25
			Limite superior	68,25
		5% da média aparada	56,56	
		Mediana	55,00	
		Variância	52,25	
		Desvio Padrão	7,23	
		Mínimo	50,00	
		Máximo	67,00	

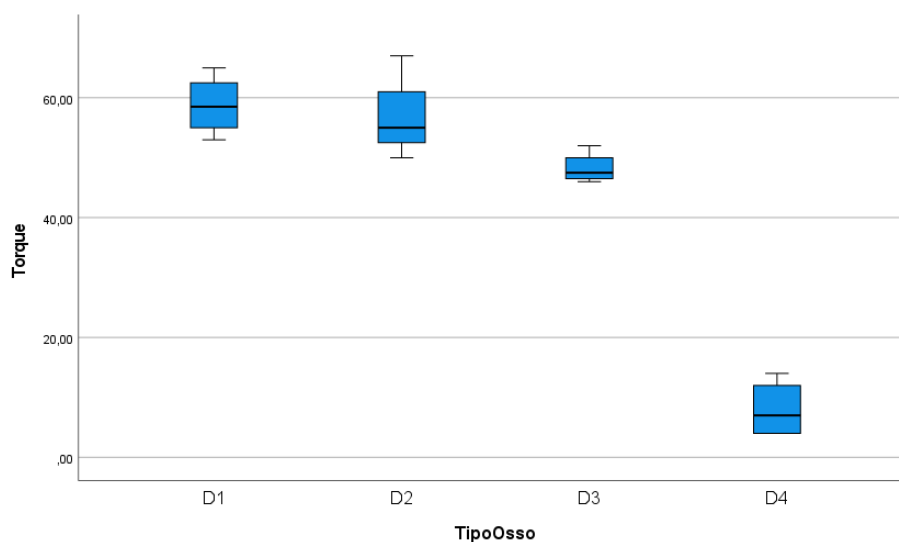
Tabela 25- Análise descritiva tipo de osso D3 e torque grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D3 & TORQUE	TESTE	Média	48,25	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	44,07
			Limite superior	52,43
		5% da média aparada	48,17	
		Mediana	47,50	
		Variância	6,92	
		Desvio Padrão	2,63	
		Mínimo	46,00	
		Máximo	52,00	

Tabela 26- Análise descritiva tipo de osso D4 e torque grupo teste (G1)

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
OSSO D4 & TORQUE	TESTE	Média	8,00	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	0,20
			Limite superior	15,80
		5% da média aparada	7,89	
		Mediana	7,00	
		Variância	24,00	
		Desvio Padrão	4,90	
		Mínimo	4,00	
		Máximo	14,00	

Figura 15- Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo teste” vs “Osso”



### 3.4. Estatística inferencial

Como generalização não paramétrica do modelo de análise de variância unidirecional, o teste de Kruskal-Wallis aplica-se quando o objetivo é testar a diferença entre múltiplas amostras e as distribuições populacionais subjacentes são anormais ou desconhecidas.(63)

A partir do teste de Kruskal-Wallis podemos verificar, tal como se encontra resumido na tabela 16, que No grupo de controlo, as 3 variáveis diferem significativamente entre o tipo de osso (*p*-values a amarelo, inferiores a 5%). Em baixo estão as comparações par a par, para cada variável, e são assinalados os pares onde as diferenças são significativas.

**Figura 16-** Sumarização de Teste de Hipótese (Teste de Kruskal-Wallis)

	Hipótese nula	Testes	<i>p</i> -value <sup>a</sup>	Decisão
<b>1</b>	A distribuição de ISQ_BL é igual nas categorias de Tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	,012 <sup>b</sup>	Rejeitar a hipótese nula.
<b>2</b>	A distribuição de ISQ_MD é igual nas categorias de Tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	,007 <sup>b</sup>	Rejeitar a hipótese nula.
<b>3</b>	A distribuição de Torque é igual nas categorias de Tipo de Osso.	Amostras Independentes de Teste de Kruskal-Wallis	,006 <sup>b</sup>	Rejeitar a hipótese nula.
a. O nível de significância é 0,050.				
b. A exata significância é exibida para este teste.				

### 3.5. Resultados obtidos em cada variável para o total de implantes em cada grupo

#### 3.5.1. Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “ISQ-BL”

Na Tabela 28 e 29, e Figura 9, encontram-se resumidos os dados estatísticos dos valores de ISQ-BL obtidos pela leitura dos valores expressos pelo motor de implante no momento da inserção.

- Grupo de controlo (G0): foi obtido um valor médio de 65,63. O valor mínimo registado foi de 10 e o máximo de 81.
- Grupo de teste (G1) registou-se um valor médio de 71,38. O valor mínimo foi de 49 e o valor máximo de 83.

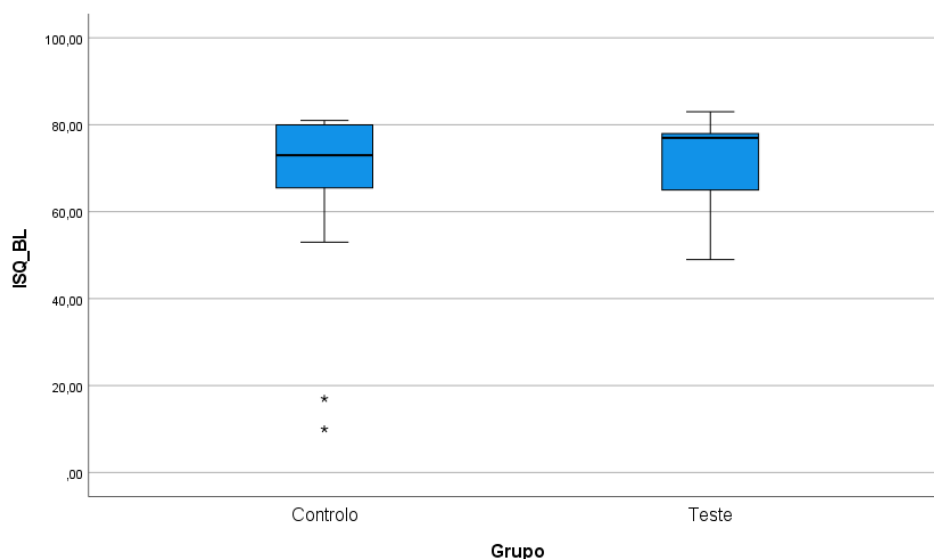
Tabela 27 - Dados estatísticos: grupo controlo (G0), variável “ISQ-BL”

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
ISQ-BL	CONTROLO	Média	65,63	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	54,06
			Limite superior	77,19
		5% da média aparada	67,86	
		Mediana	73,00	
		Variância	471,05	
		Desvio Padrão	21,70	
		Mínimo	10,00	
		Máximo	81,00	

Tabela 28 - Dados estatísticos: grupo de teste (G1), variável “ISQ-BL”

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
ISQ-BL	TESTE	Média	71,38	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	54,06
			Limite superior	77,19
		5% da média aparada	71,97	
		Mediana	77,00	
		Variância	130,38	
		Desvio Padrão	11,42	
		Mínimo	49,00	
		Máximo	83,00	

Figura 17- Gráfico com boxplots da variável “ISQ-BL” no “grupo controlo” vs “grupo de teste”



**3.5.2. Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “ISQ-MD”**

Na Tabela 30 e 31, e Figura 10, encontram-se resumidos os dados estatísticos dos valores de ISQ-MD obtidos pela leitura dos valores expressos pelo motor de implante no momento da inserção.

- Grupo de controlo (G0): valor médio de 64,44; mínimo: 7 ; máximo 80.
- Grupo de teste (G1): valor médio de 73,19. V; mínimo 44 ; máximo 82.

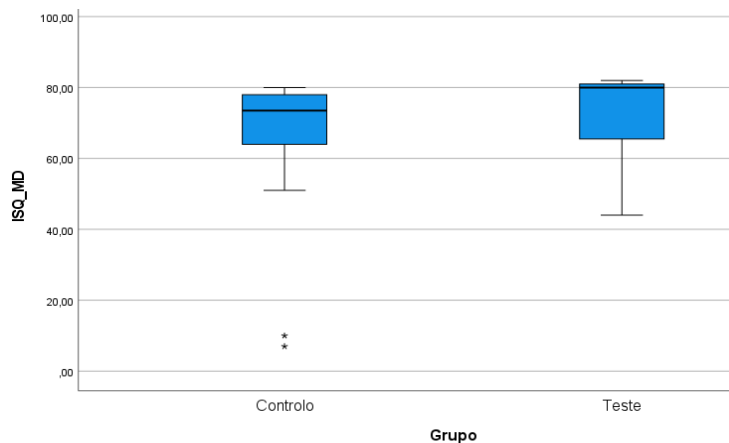
**Tabela 29** - Dados estatísticos: grupo controlo (G0), variável “ISQ-MD”

GRUPO (G0)		ESTATÍSTICA		
ISQ-MD	CONTROLO	Média	64,44	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	54,06
			Limite superior	77,19
		5% da média aparada	66,76	
		Mediana	73,50	
		Variância	538,53	
		Desvio Padrão	23,21	
		Mínimo	7,00	
		Máximo	80,00	

**Tabela 30** - Dados estatísticos: grupo de teste (G1), variável “ISQ-MD”

GRUPO (G1)		ESTATÍSTICA		
ISQ-MD	TESTE	Média	73,19	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	54,06
			Limite superior	77,19
		5% da média aparada	74,32	
		Mediana	80,00	
		Variância	161,10	
		Desvio Padrão	12,69	
		Mínimo	44,00	
		Máximo	82,00	

**Figura 18-** Gráfico com boxplots da variável “ISQ-MD” no “grupo controlo” vs “grupo de teste”



**3.5.3. Comparação entre grupo de controlo e grupo de teste relativamente à variável “Torque”**

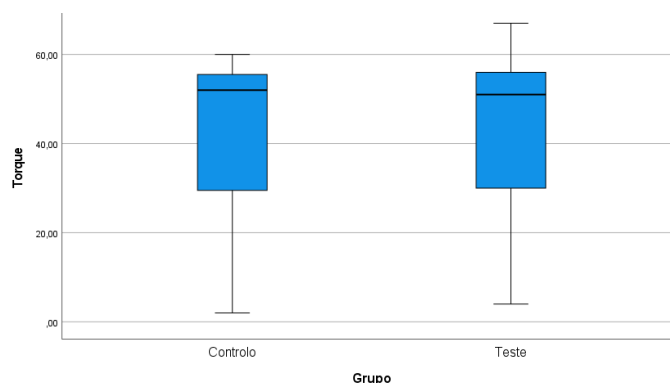
Na Tabela 32, e Figura 11, encontram-se resumidos os dados estatísticos de torque de inserção obtidos pela leitura dos valores expressos pelo motor de implante no momento da inserção.

- Grupo de controlo (G0): valor médio 41,50 N/cm; mínimo: 2 N/cm; máximo: 60 N/cm.
- Grupode teste (G1): valor médio 42,94 N/cm; mínimo: 4N/cm; máximo: 67N/cm.

**Tabela 31-** Dados estatísticos: grupos de controlo (G0) e teste (G1) vs “valores de torque”

GRUPO		ESTATÍSTICA		
TORQUE	CONTROLO (G0)	Média	41,50	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	54,06
			Limite superior	77,19
		5% da média aparada	42,67	
		Mediana	52,00	
		Variância	433,33	
		Desvio Padrão	20,82	
		Mínimo	2,00	
		Máximo	60,00	
TORQUE	TESTE (G1)	Média	42,94	
		95% de Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	31,36
			Limite superior	54,52
		5% da média aparada	43,76	
		Mediana	51,00	
		Variância	472,33	
		Desvio Padrão	21,73	
		Mínimo	4,00	
		Máximo	67,00	

**Figura 19-** Gráfico com boxplots da variável “Torque” no “grupo controlo” vs “grupo de teste”



### 3.6. Estatística inferencial

Devido à natureza não normal das distribuições das variáveis, utilizou-se o teste U de *Mann-Whitney* para comparar as diferenças significativas entre os grupos. O teste U de *Mann-Whitney* é uma análise estatística não paramétrica que permite determinar se existem diferenças significativas entre as medianas das amostras independentes.(64)

Face à limitação do n.º de implantes em cada tipologia óssea, apenas foi possível executar esta análise estatística para o n.º total de implantes colocados em cada grupo (n=16 / grupo).

A partir do teste U de *Mann-Whitney* podemos verificar, tal como se encontra resumido na tabela 27, que apenas o teste para a variável ISQ-MD originou *p-value* inferior ao nível de significância estipulado de 5% ( $p\text{-value}=0.021<0.05$ ). Neste caso, o grupo teste (G1) revela um ISQ\_MD médio significativamente superior ao do grupo de controlo (G0).

**Tabela 32-** Sumarização de Teste de Hipótese (teste de Mann-whitney)

Resumos dos Testes de Hipóteses				
	Hipótese nula	Testes	<i>p-value</i> <sup>a</sup>	Decisão
<b>1</b>	A distribuição de ISQ_BL é igual nas categorias de Grupo.	Amostras Independentes de Teste U de Mann-Whitney	,491 <sup>b</sup>	Reter a hipótese nula.
<b>2</b>	A distribuição de ISQ_MD é igual nas categorias de Grupo.	Amostras Independentes de Teste U de Mann-Whitney	,021 <sup>b</sup>	<b>Rejeitar a hipótese nula.</b>
<b>3</b>	A distribuição de Torque é igual nas categorias de Grupo.	Amostras Independentes de Teste U de Mann-Whitney	,780 <sup>b</sup>	Reter a hipótese nula.
a. O nível de significância é 0,050.				
b. A exata significância é exibida para este teste.				



## 4. DISCUSSÃO



A estabilidade primária é um parâmetro fundamental para a determinação dos protocolos de carga e a medição da estabilidade do implante permite que os médicos dentistas tomem decisões sobre quando efetuar carga sobre um implante.(65, 66) Essa estabilidade deve ser medida com métodos não invasivos, pois métodos mais invasivos (p.ex. utilização de motor de implantes ou chaves de aperto dinamométricas) podem prejudicar a integração implante-osso no período inicial da cicatrização óssea.(65)

De entre os métodos não invasivos, a RFA tem sido amplamente utilizada para a medição da estabilidade do implante.(66) Nas medições de RFA baseadas em implantes dentários recém-inseridos ou osseointegrados, vários fatores podem influenciar os valores de ISQ.(12, 67) Os dados obtidos aqui também podem ser usados para avaliar tais efeitos. No entanto, as tendências gerais já descritas na literatura e validadas por esta investigação devem ser brevemente discutidas.(68)

O estudo aqui apresentado deve ser considerado como um estudo piloto, por dois motivos principais:

- Foi a primeira vez que se utilizaram estes blocos de osso artificial para efetuar este tipo de estudos pré-clínicos, na investigação realizada na plataforma *Precision Dental Medicine* da FMD-UCP.
- O número de implantes utilizado foi reduzido, por limitações económicas / suporte comercial.

Pelo que os resultados aqui apresentados devem ser discutidos tendo por base estas limitações.

A utilização destes blocos de osso mostrou algumas condicionantes, relacionadas com a variação da densidade óssea, na sensação tátil do operador. Após colocação dos primeiros 4 implantes em cada tipologia óssea, ficou a sensação de que seriam necessários mais blocos de osso para o operador se “habituar” ao material e à fresagem do mesmo. No entanto, as características de densidade deram uma sensação correta na fresagem, pois osso D1 era efetivamente denso e o D4 muito pouco denso. Neste último, a sensação da fresagem foi muito semelhante à preparação de uma cavidade de

acesso endodôntico num dente com uma câmara pulpar normal – “queda no vazio”. Após fresagem da cortical óssea a broca efetua a trepanação óssea praticamente sem movimento de rotação. Por outro lado, no osso tipo D1 foi necessário utilizar a broca formadora de rosca para que o implante conseguisse estabilizar na profundidade planeada. Pelo que, a opinião subjetiva do operador permitiu confirmar que o protocolo de fresagem descrito no manual do fabricante é compatível com a utilização destes blocos de osso para este tipo de análise científica, ou mesmo, treino pedagógico/clínico.

Relativamente ao desenho deste estudo com dois protocolos de fresagem distintos (brocas cilíndricas vs brocas cónicas), e utilização da RFA para medir a estabilidade do implante, é importante ressaltar que o mesmo foi estabelecido em face da evidência científica encontrada na literatura sobre este assunto. Por exemplo:

Em 1998, *Meredith*, (67) apresentou o método de utilização de RFA para avaliar a estabilidade dos implantes. Valores baixos de frequência de ressonância foram associados à baixa rigidez, o que pode indicar falha precoce da osseointegração.

*Pattijn et al.* (69) observou que, na RFA, as medidas do ISQ podem variar dependendo da direção do transdutor, e que resultados imprecisos podem ocorrer quando as medições são realizadas sem uma fixação completa do transdutor.(70) No presente estudo o *SmartPeg* foi firmemente fixado ao implante, para reduzir a possibilidade desses erros.

Relativamente ao torque de inserção, este está intimamente ligado com a estabilidade primária do implante.(15) O mesmo se verificou neste estudo, contudo apenas para os tipos de osso D1, D2 e D3. No osso tipo D4 para ambos os blocos utilizados neste estudo, o torque de inserção registado foi baixo, compreendendo valores entre 2 e 17. No entanto, o ISQ não correspondeu e apresentou valores entre 44 e 58. Estes resultados vão contra os estudos feitos por *Bergamo et al.*,(54) *Olmedo-Gaya et al.*,(55) *Johansson et al.*(15) No bloco de controlo (G0), registaram-se apenas dois valores de ISQ que se poderia enquadrar no torque respetivo. ( Osso tipo IV, implante 2, ISQ-BL:17, ISQ-MD:10, torque: 2N/cm) e (Osso tipo IV, implante 3, ISQ-BL: 10,ISQ-MD: 7, torque:

---

4N/cm) (Tabela 1). Esta situação talvez esteja relacionada com a espessura da cortical no osso D1

Os resultados deste estudo assim como no estudo realizado por Olmedo-Gaya et al.,(55) revelaram que os valores mais elevados de ISQ estão associados à qualidade óssea tipo II e III, enquanto que os valores mais baixos de ISQ estão relacionados com o osso tipo IV, em concordância com diversos autores. Contudo neste estudo o osso tipo D1 também apresentou em ambos dos grupos, controlo (G0) e teste (G1), valores altos de ISQ.

Várias pesquisas têm comprovado que ossos com maior densidade cortical e menor componente medular apresentam índices de ISQ mais altos (71, 72), o que parece ser compatível com os nossos resultados.

No estudo atual, também foi constatada uma relação entre os valores do ISQ e a técnica cirúrgica empregada na colocação dos implantes. Observou-se que a utilização do protocolo recomendado para implantes cónicos pelo fabricante (Bloco 2 teste), resultou em maior estabilidade comparativamente com ao protocolo convencional (Bloco 1 controlo), assim como demonstrado no estudo realizado por Olmedo-Gaya et al.(55) (Tabela 4, Tabela 5, Tabela 6, Tabela 7)

O presente estudo empregou o teste de U de Mann-Whitney para analisar a relação entre as variáveis ISQ-BL e ISQ\_MD em dois grupos distintos: o grupo de controle e o grupo de teste. Os resultados foram sintetizados na tabela 9.

Para a variável ISQ-BL, o valor de p foi superior a 0,05. Isso indica que não há diferença estatisticamente significativa entre as médias de ISQ-BL nos dois grupos. No entanto, constatou-se que o grupo de teste apresenta uma média de ISQ-BL superior à do grupo de controlo.

Na variável ISQ-MD, o valor de p resultou num valor inferior ao nível de significância estabelecido de 5% ( $p\text{-value}=0.021 < 0.05$ ). Nesse caso, existe uma diferença estatisticamente significativa entre as médias de ISQ-MD nos grupos. O grupo de teste revelou uma média de ISQ-MD significativamente superior à do grupo de controle. Não foi encontrada justificação para que a variável ISQ-MD apresente significância neste estudo e a variável ISQ-BL não.

Em resumo, a análise estatística descritiva e inferencial permitiu verificar que o grupo de teste apresenta valores superiores ao grupo controle em todas as variáveis analisadas, e estatisticamente significativa na variável ISQ-MD.

É relevante destacar que este estudo *in vitro*, possui algumas limitações, sendo uma delas o enfoque exclusivo em aspectos mecânicos. Como resultado, não foi possível realizar uma análise da osteointegração dos implantes com base no torque e ISQ obtido, ou avaliar a taxa de sucesso dos implantes a longo prazo.

Em trabalhos futuros acertos metodológicos deverão ser realizados. A fixação dos blocos de osso a uma bancada poderá ser uma mais valia, de forma a evitar alguma alteração do eixo da broca durante a fresagem ou inserção dos implantes, por movimentação do bloco de osso, bem como eventualmente na obtenção de resultados durante a medição da estabilidade.

## **5. CONCLUSÕES**



Dentro das limitações deste estudo podemos concluir que:

- O protocolo experimental aqui apresentado parece ser viável para estudos de investigação pré-clínica futuros. No entanto, este estudo permitiu aferir algumas limitações metodológicas que poderão ser resolvidas em estudos futuros.
- Em implantes cilíndricos, o uso de um protocolo de fresagem com brocas cónicas resultou numa maior estabilidade dos implantes em comparação com o protocolo de fresagem convencional.



## 6. BIBLIOGRAFIA



- 
1. Al-Fouzan AF, Al-Mejrad LA, Albarrag AM. Adherence of Candida to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures. *J Adv Prosthodont*. 2017;9(5):402-8.
  2. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5S):e1-e105.
  3. Scortecchi GM, Misch CE, Odin G. Principles of Basal Implantology. In: Scortecchi GM, editor. *Basal Implantology*. Cham: Springer International Publishing; 2019. p. 3-34.
  4. Hoornaert A, Vidal L, Besnier R, Morlock JF, Louarn G, Layrolle P. Biocompatibility and osseointegration of nanostructured titanium dental implants in minipigs. *Clin Oral Implants Res*. 2020;31(6):526-35.
  5. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater*. 2007;23(7):844-54.
  6. Jaramillo R, Santos R, Lazaro P, Romero M, Rios-Santos JV, Bullon P, et al. Comparative analysis of 2 resonance frequency measurement devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dent*. 2014;23(3):351-6.
  7. Mirzaie T, Rouhi G, Mehdi Dehghan M, Farzad-Mohajeri S, Barikani H. Dental implants' stability dependence on rotational speed and feed-rate of drilling: In-vivo and ex-vivo investigations. *J Biomech*. 2021;127:110696.
  8. Han J, Lulic M, Lang NP. Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(6):605-11.
  9. Bafijari D, Benedetti A, Stamatovski A, Baftijari F, Susak Z, Veljanovski D. Influence of Resonance Frequency Analysis (RFA) Measurements for Successful Osseointegration of Dental Implants During the Healing Period and Its Impact on Implant Assessed by Osstell Mentor Device. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(23):4110-5.
  10. Pandey C, Rokaya D, Bhattarai BP. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2022;2022:6170452.
  11. Monje A, Ravida A, Wang HL, Helms JA, Brunski JB. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019;34:s7-s23.
  12. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(5):743-54.
  13. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):425-33.
  14. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):475-85.
  15. Johansson P. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:279-88.
  16. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(3):261-7.

17. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Lekholm U. Identification of bone quality in conjunction with insertion of titanium implants. A pilot study in jaw autopsy specimens. *Clinical oral implants research*. 1995;6(4):213-9.
18. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1999;28(4):266-72.
19. Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *American journal of orthodontics*. 1984;86(2):95-111.
20. Johansson CB, Sennerby L, Albrektsson T. A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1991;6(4).
21. Johansson C, Albrektsson T. Integration of Screw Implants in the Rabbit: A 1-yr Follow-up of Removal Torque of Titanium Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1987;2(2).
22. Olsen S, Ferguson SJ, Sigrist C, Fritz WR, Nolte LP, Hallermann W, et al. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):53-9.
23. Simmons CA, Meguid SA, Pilliar RM. Mechanical regulation of localized and appositional bone formation around bone-interfacing implants. *J Biomed Mater Res*. 2001;55(1):63-71.
24. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van Der Perre G, Naert I. Peri-implant bone tissue strains in cases of dehiscence: a finite element study. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(3):327-33.
25. Olivé J, Aparicio C. The periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1990;5(4).
26. Caulier H, Naert I, Kalk W, Jansen JA. The relationship of some histologic parameters, radiographic evaluations, and Periotest measurements of oral implants: an experimental animal study. 1997.
27. Derhami K, Wolfaardt JF, Faulkner G, Grace M. Assessment of the periotest device in baseline mobility measurements of craniofacial implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1995;10(2).
28. Huang HM, Chiu CL, Yeh CY, Lin CT, Lin LH, Lee SY. Early detection of implant healing process using resonance frequency analysis. *Clinical oral implants research*. 2003;14(4):437-43.
29. Bertl MH, Weinberger T, Schwarz K, Gruber R, Crismani AG. Resonance frequency analysis: a new diagnostic tool for dental ankylosis. *Eur J Oral Sci*. 2012;120(3):255-8.
30. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sunbuloglu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010;37(12):900-7.
31. Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig*. 2007;11(3):257-65.
32. Akkocaoglu M, Uysal S, Tekdemir I, Akca K, Cehreli MC. Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(2):202-9.

- 
33. Han HC, Lim HC, Hong JY, Ahn SJ, Han JY, Shin SI, et al. Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: an in vitro study. *J Periodontal Implant Sci.* 2016;46(4):254-65.
  34. Degidi M, Daprile G, Piattelli A. Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(3):558-61.
  35. Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lazaro-Calvo P, Fernandez-Palacin A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor(R). *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012;17(5):e801-6.
  36. <Osstell Implant Stability eBook - The Guide to Monitoring Implant Stability.pdf>.
  37. Diker B, Diker N, Tak O. Comparison of Reliability of 3 Resonance Frequency Analysis Devices: An In Vitro Study. *J Oral Implantol.* 2022;48(1):9-14.
  38. Toyoshima T, Wagner W, Klein MO, Stender E, Wieland M, Al-Nawas B. Primary stability of a hybrid self-tapping implant compared to a cylindrical non-self-tapping implant with respect to drilling protocols in an ex vivo model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(1):71-8.
  39. Silva GAF, Faot F, Possebon A, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Effect of macrogeometry and bone type on insertion torque, primary stability, surface topography damage and titanium release of dental implants during surgical insertion into artificial bone. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;119:104515.
  40. Siebert C, Rieder D, Eggert J, Wichmann MG, Heckmann SM. Long-Term Esthetic Outcome of Tissue-Level and Bone-Level Implants in the Anterior Maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(4):905-12.
  41. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71(9):1412-24.
  42. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):571-7.
  43. Brogгинi N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5):473-8.
  44. Vandeweghe S, De Bruyn H. A within-implant comparison to evaluate the concept of platform switching: a randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(3):253-62.
  45. Al-Nsour MM, Chan HL, Wang HL. Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):138-45.
  46. Wilson TG, Jr., Miller RJ, Trushkowsky R, Dard M. Tapered Implants in Dentistry: Revitalizing Concepts with Technology: A Review. *Adv Dent Res.* 2016;28(1):4-9.
  47. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KB, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil.* 2004;31(3):233-9.
  48. Olsson M, Friberg B, Nilson H, Kultje C. MkII--a modified self-tapping Branemark implant: 3-year results of a controlled prospective pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):15-21.

49. Imai M, Ogino Y, Tanaka H, Koyano K, Ayukawa Y, Toyoshima T. Primary stability of different implant macrodesigns in a sinus floor elevation simulated model: an ex vivo study. *BMC Oral Health*. 2022;22(1):332.
50. Emmert M, Spille J, Behrens E, Ayna M, Karayurek F, Wiltfang J, et al. Comparative Assessment of the Primary Stability of Straumann BLX Implant Design Using an In Vitro Sinus Lift-Simultaneous Implant Insertion Model. *J Oral Implantol*. 2022;48(4):269-75.
51. Al-Tarawneh SK, Thalji G, Cooper LF. Macrogeometric Differentiation of Dental Implant Primary Stability: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(6):1110-8.
52. Fanali S, Tumedei M, Pignatelli P, Inchingolo F, Pennacchietti P, Pace G, et al. Implant primary stability with an osteocondensation drilling protocol in different density polyurethane blocks. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2021;24(1):14-20.
53. Palaskar JN, Joshi N, Shah PM, Gullapalli P, Vinay V. Influence of different implant placement techniques to improve primary implant stability in low-density bone: A systematic review. *J Indian Prosthodont Soc*. 2020;20(1):11-6.
54. Bergamo ETP, Zahoui A, Barrera RB, Huwais S, Coelho PG, Karateew ED, et al. Osseodensification effect on implants primary and secondary stability: Multicenter controlled clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2021;23(3):317-28.
55. Olmedo-Gaya MV, Romero-Olid MN, Ocana-Peinado FM, Vallecillo-Rivas M, Vallecillo C, Reyes-Botella C. Influence of different surgical techniques on primary implant stability in the posterior maxilla: a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2023;27(7):3499-508.
56. Oliveira MR, Goncalves A, Gabrielli MAC, Pereira-Filho VA. Radiographic Evaluation in the Diagnosis of Alveolar Bone Quality in Implant Rehabilitation. *J Craniofac Surg*. 2020;31(6):1805-8.
57. Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Bone Quality and Quantity and Dental Implant Failure: A Systematic Review and Meta-analysis. *Int J Prosthodont*. 2017;30(3):219-37.
58. Kotsakis GA, Romanos GE. Biological mechanisms underlying complications related to implant site preparation. *Periodontol 2000*. 2022;88(1):52-63.
59. Tomasi C, Derks J. Etiology, occurrence, and consequences of implant loss. *Periodontol 2000*. 2022;88(1):13-35.
60. Friberg B, Ekestubbe A, Mellstrom D, Sennerby L. Branemark implants and osteoporosis: a clinical exploratory study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2001;3(1):50-6.
61. Fernandez-Olavarria A, Gutierrez-Corrales A, Gonzalez-Martin M, Torres-Lagares D, Torres-Carranza E, Serrera-Figallo M. Influence of different drilling protocols and bone density on the insertion torque of dental implants. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2023;28(4):e385-e94.
62. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999;14(5):639-45.
63. Fan C, Zhang D, Zhang CH. On sample size of the kruskal-wallis test with application to a mouse peritoneal cavity study. *Biometrics*. 2011;67(1):213-24.
64. McKnight PE, Najab J. Mann-Whitney U Test. *The Corsini Encyclopedia of Psychology*. p. 1-.

- 
65. Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol 2000*. 2008;47:51-66.
  66. Oh JS, Kim SG. Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 2012;113(3):e35-40.
  67. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont*. 1998;11(5):491-501.
  68. Krafft T, Graef F, Karl M. Osstell Resonance Frequency Measurement Values as a Prognostic Factor in Implant Dentistry. *J Oral Implantol*. 2015;41(4):e133-7.
  69. Pattijn V, Jaecques SV, De Smet E, Muraru L, Van Lierde C, Van der Perre G, et al. Resonance frequency analysis of implants in the guinea pig model: influence of boundary conditions and orientation of the transducer. *Med Eng Phys*. 2007;29(2):182-90.
  70. Moon SH, Um HS, Lee JK, Chang BS, Lee MK. The effect of implant shape and bone preparation on primary stability. *J Periodontal Implant Sci*. 2010;40(5):239-43.
  71. Gehrke SA, da Silva UT, Del Fabbro M. Does Implant Design Affect Implant Primary Stability? A Resonance Frequency Analysis-Based Randomized Split-Mouth Clinical Trial. *J Oral Implantol*. 2015;41(6):e281-6.
  72. Marquezan M, Osorio A, Sant'Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(7):767-74.

