



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Comparação de três dispositivos para
avaliação da estabilidade de implantes dentários**

Trabalho submetido por

Carolina Pita de Oliveira Martins

para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro 2022



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Comparação de três dispositivos para
avaliação da estabilidade de implantes dentários**

Trabalho submetido por

Carolina Pita de Oliveira Martins

para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor Ricardo Castro Alves

Outubro 2022

AGRADECIMENTOS

A realização deste estudo não teria sido possível sem o apoio de muitas pessoas, às quais estou eternamente grata.

Em primeiro lugar quero agradecer ao Professor Ricardo Alves, pela sua orientação e assistência em todas as fases deste estudo, pelos seus comentários e sugestões, por todo o seu apoio e disponibilidade, conhecimento e competência.

Ao Professor Luís Proença, pela disponibilidade, dedicação e motivação.

À equipa Assistencial de Periodontologia que me recebeu de braços abertos e que se mostrou sempre disponível para me ajudar.

A todos os amigos que contribuíram na elaboração do presente estudo, pela paciência, força e apoio. Não há nada melhor do que partilhar esta caminhada com amigos tão especiais.

A todos os pacientes, cuja contribuição foi fundamental para que este estudo fosse possível.

Não poderia deixar de agradecer à minha família que sempre me apoiou incondicionalmente, acreditando que este seria o melhor caminho e que partilha comigo a alegria desta grande etapa vencida.

RESUMO

Objetivo: Analisar a estabilidade implantar recorrendo a três dispositivos: Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia), de modo a determinar a concordância entre os três dispositivos e a repetibilidade de cada dispositivo.

Materiais e Métodos: A estabilidade de 19 implantes (n=19) foi avaliada com três dispositivos (Osstell, Penguin RFA, Anycheck). As medidas foram realizadas três vezes com cada dispositivo em quatro localizações (mesial, distal, centro-vestibular e centro palatino).

Resultados: Os valores apresentados pelo dispositivo Anycheck são, de uma forma geral, superiores aos valores apresentados pelos restantes dispositivos. A comparação entre os valores quociente de estabilidade implantar (ISQ) e teste de estabilidade do implante (IST) e entre os valores ISQ medidos por dispositivos diferentes demonstra que o tipo de dispositivo afeta de forma significativa os resultados ($P < 0,001$). O dispositivo Anycheck apresenta valores de estabilidade implantar superior ao dispositivo Osstell ($P < 0,001$) e ao dispositivo Penguin RFA ($P < 0,001$). Os valores obtidos nas quatro localizações do mesmo implante demonstram um efeito significativo do fator localização sobre o valor de estabilidade ($P = 0,005$). Após comparar a localização centro-vestibular com a localização centro-palatino/lingual ($P = 0,043$) e mesial ($P = 0,003$), conclui-se que a localização vestibular apresenta valores de estabilidade implantar significativamente inferiores.

Conclusão: O tipo de dispositivo de avaliação da estabilidade implantar afeta de forma significativa os resultados. A localização em que é efetuada a medição no mesmo implante influencia igualmente os valores. De uma forma geral, os dispositivos apresentam uma boa repetibilidade dos resultados nas medições efetuadas. É aconselhável a utilização do mesmo dispositivo nas várias avaliações da estabilidade implantar ao longo do tempo.

Palavras-chave: implante dentário, estabilidade de Implante, análise de frequência de ressonância, análise de capacidade de amortecimento.

ABSTRACT

Objective: Analyze the stability of implants using three devices: Osstell® (Ostell W&H, Sweden), Penguin RFA® (Penguin RFA, Sweden) and Anycheck® (Neobiotech, Korea), in order to determine the agreement between the three devices and the repeatability of each device.

Materials and Methods: The stability of 19 implants (n=19) was evaluated with three devices (Osstell, Penguin RFA and Anycheck). Measurements were performed three times with each device in four locations (mesial, distal, center-buccal, and center-lingual).

Results: The values presented by the Anycheck device are, in general, higher than the values presented by the remaining devices. The comparison between devices of implant stability quotient (ISQ) and implant stability test (IST) and between devices of ISQ values prove that the type of device significantly affects the results ($P < 0.001$). The Anycheck device has higher implant stability values than the Osstell device ($P < 0.001$) and the Penguin RFA device ($P < 0.001$). The values obtained in the four locations of the same implant demonstrate a significant effect of the location factor on the stability value ($P = 0,005$). After comparing the center-buccal location with the center- lingual ($P = 0,043$) and mesial ($P = 0.003$) location, it is concluded that the vestibular location has significantly lower implant stability values.

Conclusion: The type of implant stability assessment device significantly affects the results. The location where the measurement is performed on the same implant also influences the values. In general, the devices have a good repeatability of the results in the measurements performed. It is recommended to use the same device in the various implant stability assessments over time.

Keywords: dental implant, implant stability, resonance frequency analysis, damping capacity analysis.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
1.1. Enquadramento	13
1.2. Revisão Bibliográfica	15
II. OBJETIVOS E HIPÓTESES	23
III. MATERIAIS E MÉTODOS	25
1. Considerações éticas	25
2. Local e duração do estudo	25
3. Tipo de estudo	25
4. Estudo	25
4.2. Critérios de inclusão	25
4.3. Critérios de exclusão	26
4.4. Procedimento Clínico	26
4.5. Material	26
4.6. Calibração do observador	26
5. Variáveis analisadas	27
6. Análise Estatística	27
IV. RESULTADOS	29
V. DISCUSSÃO	37
VI. CONCLUSÕES	41
VII. BIBLIOGRAFIA	43
VIII. ANEXOS	55

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Alteração da estabilidade primária para a estabilidade secundária. (Adaptado de Raghavendra et al., 2005)	18
Figura 2. Dispositivo Osstell®	20
Figura 3. <i>Smartpeg</i> Osstell®	20
Figura 4. Dispositivo Penguin RFA®	21
Figura 5. <i>Multipeg</i> Penguin RFA®	21
Figura 6. Dispositivo AnyCheck®	22
Figura 7. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização centro-vestibular. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.	33
Figura 8. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização centro-palatino/lingual. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.	34
Figura 9. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização mesial. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.	34
Figura 10. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização distal. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.	35

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Cálculo dos valores corretos do IST	22
Tabela 2. Resultados das medições (média± desvio padrão).	29
Tabela 3. Efeitos dos fatores.	29
Tabela 4. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação ao dispositivo utilizado.....	30
Tabela 5. Comparações por Método Pairwise em relação aos dispositivos utilizados...	30
Tabela 6. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação ao Tempo.	31
Tabela 7. Comparações por Método Pairwise em relação às medições feitas.	31
Tabela 8. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação às localizações.....	32
Tabela 9. Comparações por Método Pairwise em relação às localizações.....	32

LISTA DE ABREVIATURAS

RFA- análise de frequência de ressonância

ISQ- quociente de estabilidade de implante

DCA- análise de capacidade de amortecimento

IST- teste de estabilidade do implante

RF- frequência de ressonância

kHz- Kilohertz

Hz- Hertz

µm- micrómetros

Ncm- Newton centímetro

η_p^2 - Eta parcial quadrado

σ - Desvio Padrão

Sig.- Significância

I. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento

A estabilidade primária é um dos fatores mais críticos que determinam o sucesso da reabilitação com implantes (Pai et al., 2018). A osteointegração é, por sua vez, influenciada pelos micromovimentos (Merheb et al., 2010; Javed & Romanos, 2010). O limiar do micromovimentos tolerado é entre 50 e 150 μm (micrómetros), de modo a não comprometer o processo de osseointegração. Os micromovimentos excessivos podem resultar num encapsulamento fibroso do implante (Szmukler-Moncler et al., 2000; Becker et al., 2018). Nesta faixa de micromovimentos tolerados uma carga precoce na superfície do implante pode até estimular a remodelação do osso recém-formado, acelerando o processo de osseointegração (Tettamanti et al., 2017). Para o sucesso da aplicação de carga imediata uma boa estabilidade primária deve ser alcançada (Papaspnyridakos et al., 2014).

A estabilidade pode ser medida através de vários métodos, tanto invasivos como não invasivos. Os métodos não invasivos podem ser divididos em subgrupos como palpação, imagem e biomecânica (Atsumi et al., 2007; Chang et al., 2010). O método invasivo que melhor avalia a osteointegração é análise histomorfométrica (Swami et al., 2016). O procedimento é invasivo porque requer uma biópsia e, portanto, não pode ser aplicado *in vivo* (Atsumi et al., 2007; Rizzo, 2020). Testes de tensão, testes de *push-out/pull-out* (Sachdeva et al., 2016) são outros métodos considerados invasivos, mas não têm aplicação prática *in vivo* e o seu uso é limitado a estudos *in vitro* ou animais (Rizzo, 2020). Os testes de torque de inserção avaliam apenas resistência rotacional e pode apenas ser medido na inserção do implante. Por outro lado, os testes de torque de remoção podem causar rotação física do implante e danificar a interface osso-implante, ou até levar a perda do implante (Rizzo, 2020).

A palpação é um teste propício a erros e é pouco preciso, podendo ser considerado uma abordagem empírica (Rizzo, 2020). O subgrupo da imagem inclui a radiografia periapical, radiografia panorâmica, radiografia oclusal, radiografia cefalométrica, tomografia convencional, TC médica, tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) e ressonância magnética (Zanetti et al., 2018). Os métodos imagiológicos apresentam algumas desvantagens como a baixa capacidade de prever alterações ósseas (radiografia convencional), imagem bidimensional questionável com erros de

posicionamento do paciente (radiografia panorâmica) e influência das habilidades do operador (Zanetti et al., 2018), dificuldade de medições (raios-X padronizados) (Sachdeva et al., 2016) e falta de calibração (Zanetti et al., 2018). Além disso, o custo, efeitos de dispersão da estrutura metálica e preocupações sobre a exposição do paciente à radiação também são fatores que influenciam o uso destes métodos de avaliação (Zanetti et al., 2018).

No subgrupo biomecânico podemos considerar o teste de percussão. Este teste depende da experiência e das competências do operador, sendo que a sua padronização é difícil (Atsumi et al., 2007; Swami et al., 2016). As abordagens biomecânicas mais importantes são a resistência ao torque (Rizzo, 2020). O teste de resistência ao torque, também conhecido como teste de torque reverso, consiste em inverter ou desaparafusar o implante com uma força de torção no momento da conexão do pilar. Durante o teste, a superfície osseointegrada pode fraturar sob a tensão de torque aplicada. (Rizzo, 2020).

O Periotest e a análise de frequência de ressonância (RFA) são considerados testes do subgrupo biomecânico. O teste Periotest tem várias limitações pois os seus valores estão muito relacionados com a posição do instrumento, ângulo e distância em relação ao implante e comprimento do pilar (Al-Jetaily & Al-Dosari, 2011; Sachdeva et al., 2016). Além disso a força de percussão pode comprometer a cicatrização de implantes e é dificilmente reproduzível pela dificuldade de realizar medidas na mesma localização e com o mesmo ângulo (Sachdeva et al., 2016).

O método de análise de frequência de ressonância é um método com uma popularidade crescente. É um método não invasivo, que pode ser usado em qualquer fase do tratamento. (Meredith et al., 1996; Jaramillo et al., 2014). No entanto, tem algumas desvantagens, como o aumento do tempo de cadeira, a chance de falha na osseointegração causada pelo desaparafusamento do pilar de cicatrização e a necessidade de um transdutor descartável específico para cada implante (Zix et al., 2008; Choi et al., 2014). O dispositivo de análise de capacidade de amortecimento (DCA) é outro método de avaliação não invasivo. Este dispositivo não requer o desaperto do pilar de cicatrização para determinar a estabilidade do implante (Zix et al., 2008). Na literatura encontram-se alguns estudos que comparam alguns dos dispositivos existentes, no entanto, pelo que conhecemos, não existe nenhum estudo que compare os dispositivos Osstell, Penguin RFA e Anycheck, simultaneamente. O propósito deste estudo é avaliar a repetibilidade

de três dispositivos de análise: Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia), comparar os resultados obtidos com os vários dispositivos e perceber que fatores afetam o resultado das medições.

1.2. Revisão Bibliográfica

Osteointegração

A substituição de dentes ausentes por implantes é considerada em muitos casos a opção de tratamento de eleição, com elevadas taxas de sobrevivência e sucesso (Alghamdi et al., 2011). O sucesso dos implantes é definido através da osteointegração, que por sua vez depende de vários fatores tal como a estabilidade primária (O'Sullivan et al., 2004; Kahraman et al., 2009; Mavrogenis et al., 2009) e a estabilidade biológica ou secundária (Monje et al., 2019). Estabilidade do implante significa uma ausência de movimento nos estágios iniciais da osseointegração (Merheb et al., 2010; Javed & Romanos 2010) através do contato funcional e estrutural direto entre o osso vivo e a superfície de um implante (Schroeder et al., 1981).

A presença de micromovimentos pode levar à falha da osseointegração e perda do implante (Szmukler-Moncler et al., 1998; Tettamanti et al., 2017). Uma gama de micromovimentos do implante de 50 a 150 µm é tolerada. Quando o limite de 150 µm é excedido, existe a possibilidade de que a interface osso-implante seja colonizada por fibroblastos do tecido conjuntivo adjacente, com conseqüente encapsulamento do implante em tecido fibroso e falha de osseointegração (Szmukler-Moncler et al., 2000; Becker et al., 2018). Alguns estudos mostraram que micromovimentos extensos durante a cicatrização podem ser motivo da falha do implante, pois isso pode impedir a conexão direta do osso com a superfície do implante. Quanto maior a estabilidade primária, menores serão os micromovimentos (Esposito et al., 1998). Inicialmente, de modo a limitar os micromovimentos foi proposto que as cargas funcionais só fossem aplicadas cerca de 3 a 6 meses após a colocação do implante (Branemark, 1983).

Por outro lado, as cargas têm demonstrado fornecer o estímulo necessário para a maturação óssea e para remodelação óssea (Tettamanti et al., 2017) portanto, tempos de

espera muito longos podem levar a tempos de cura mais longos, uma vez que estabilidade dos implantes com carga imediata aumentou e valores de ISQ mais elevados foram observados em comparação com o grupo com carga tardia. Além disso poderia até induzir potencialmente a reabsorção óssea (Akoğlan et al., 2017).

Protocolos de carga

Existem três protocolos para carregamento dos implantes: (1) carga imediata, a prótese pode ser colocada em oclusão até uma semana após a colocação do implante, (2) carga precoce, a prótese pode ser colocada em oclusão entre uma semana a dois meses após a colocação do implante; (3) carga convencional, a prótese pode ser colocada em oclusão pelo menos dois meses após a colocação do implante (Weber et al., 2009). Para a carga imediata poder ser executada tem de ser garantida uma estabilidade primária adequada do implante (Huan, et al., 2020).

Etapas cirúrgicas

Os implantes podem ser colocados em uma etapa cirúrgica ou em duas etapas. A cirurgia de implantes dentários em uma etapa resume-se a uma só cirurgia, em que o implante penetra a mucosa. Em duas etapas são necessárias duas cirurgias, o que impede o carregamento antecipado do implante, minimizando assim os riscos associados à aplicação de carga no período de cicatrização (Byrne, 2010).

Estabilidade primária e secundária

A estabilidade primária pode ser considerada como a estabilidade biomecânica que mantém o implante no lugar, sem qualquer movimento do implante logo após a colocação no osso, devido à interação biomecânica entre o implante, o osso e os tecidos peri-implantares (O'Sullivan et al., 2000; O'Sullivan et al., 2004; Waechter et al., 2017). É mais alta imediatamente após a inserção e diminui com o tempo (Waechter et al., 2017). A estabilidade primária é ditada por fatores como densidade óssea, espessura da cortical, preparação do local de colocação do implante, material do implante, morfologia macro e microscópica do implante, comprimento e diâmetro do implante (Elias et al., 2012; Atieh

et al., 2014; Romanos, 2009; Gómez-Polo et al., 2016). A falta de estabilidade primária origina micro-movimentos que podem resultar no encapsulamento fibroso e perda do implante (Becker et al., 2018).

Vários estudos mostraram que os diâmetros dos implantes poderiam influenciar a estabilidade primária e secundária do implante e por consequência os valores do quociente de estabilidade do implante (ISQ). Ou seja, quando o diâmetro aumenta o valor do ISQ também aumenta (Han et al., 2010; Andersson et al., 2019). No entanto, outros estudos demonstraram que não há diferenças significativas, o que não permite que haja consenso neste tópico. Em relação ao comprimento do implante existem dados que apontam para que implantes mais longos apresentem valores de ISQ mais baixos, mas estes dados são restritos a implantes de grupos de diâmetros específicos, como os de diâmetros de 3,8 mm (Wada et al., 2015). Portanto, o comprimento pode influenciar a estabilidade do implante, mas apenas se existirem certas particularidades clínicas e geométricas (Huang et al., 2020). Em relação à localização dentro da arcada dentária, os dados existentes apontam para valores de ISQ mais elevados em implantes em localizações anteriores comparativamente a localizações posteriores (López et al., 2008)

Também foi relatado que os valores de ISQ dos implantes são geralmente maiores na mandíbula em comparação à maxila, apesar destes valores serem influenciados pela forma dos implantes, quando os implantes de forma cilíndrica foram usados não foram encontradas diferenças significativas (Bischof et al., 2004).

Se pudermos garantir a estabilidade suficiente do implante podemos aplicar protocolos de carga imediatos (Lang et al., 2007; Mistry et al., 2014), permitindo assim encurtar o tempo de tratamento (Esposito et al., 2007; Javed et al., 2013). Assim que se perde a estabilidade primária surge uma nova estabilidade pela formação de uma nova estrutura através de processos fisiológicos de aposição e remodelação óssea na superfície do implante (Bischof et al., 2004; Abrahamsson et al., 2009; Mathieu et al., 2014; Swami et al., 2016), que se vai denominar de estabilidade secundária, ou biológica. Geralmente é adquirida posteriormente à estabilidade primária (Jung et al., 2014; Rea et al., 2015). A estabilidade primária facilita todo este processo por evitar a formação de tecido fibroso entre a superfície do implante e o osso hospedeiro (Lioubavina-Hack et al., 2006).

A estabilidade secundária é um parâmetro dinâmico que pode variar ao longo da vida funcional do implante, ao contrário da estabilidade primária, ou mecânica, que é um

parâmetro estático obtido em um único momento no dia da sua colocação (Glauser et al., 2004; Santamaria-Arrieta et al., 2016). Portanto, ao contrário da estabilidade primária, a secundária tende a aumentar ao longo do tempo (Raghavendra et al., 2005).

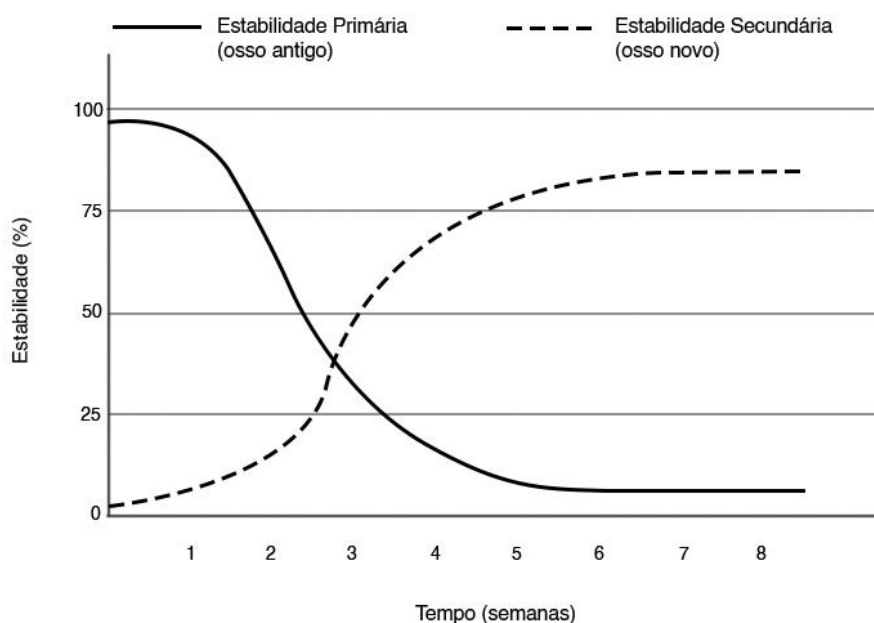


Figura 1. Alteração da estabilidade primária para a estabilidade secundária. (Adaptado de Raghavendra et al., 2005)

Métodos de avaliação da estabilidade implantar

A medição da estabilidade primária é recomendável de modo a reduzir os riscos associados à carga imediata, mas também de forma a saber quando aplicar a carga, pois por vezes pode ser vantajoso no sentido em que podemos diminuir o tempo de tratamento e permitir uma cicatrização mais rápida (Zanetti et al., 2018). A estabilidade pode ser medida através de vários métodos, tanto invasivos como não invasivos, como a análise histomorfométrica, testes de tensão, testes de *push-out/pull-out*, testes de torque de inserção e remoção, testes de percussão, testes de análise radiográfica, avaliação da capacidade de amortecimento (DCA) e análise de frequência de ressonância (RFA) (Brunski et al., 2000; O'Sullivan et al., 2004; Gülay et al., 2012; Makary et al., 2012; Lee et al., 2020). A RFA é considerada o método mais prático, preciso e objetivo (Atsumi et al., 2007; Han et al., 2016) e é um dos mais utilizados (Lozano-Carrascal et al., 2016). O ISQ pode ser medido em diferentes alturas, como no momento da inserção do implante, durante o período de cicatrização e com a prótese já em funcionamento (Bischof et al.,

2004). A RFA, descrita por Meredith et al. (1996), usa um transdutor piezo-cerâmico, que é ligado ao implante que é excitado em uma faixa de frequências por ondas eletromagnéticas, na faixa de 5–15 Kiloherz (kHz), em etapas de 25 Hz (Zix et al., 2008; Gehrke et al., 2016). Este impulso provoca uma vibração que por consequência irá causar um deslocamento lateral do implante. O valor da frequência da ressonância é convertido no quociente de estabilidade do Implante (ISQ) (Degidi et al., 2010; Herrero-Climent et al., 2012; Han, et al., 2016; Sennerby, 2015). Os valores de RFA são calculados em Hertz (Hz) e reconvertidos no quociente de estabilidade do implante (ISQ), geralmente numa escala de 1 (estabilidade mais baixa) a 100 unidades ISQ (estabilidade mais alta) (Sennerby, 2015; Peterson, 2016). Um implante com um valor de ISQ inferior a 60 é considerado pouco estável. Quando os valores ISQ variam entre os 60 e os 69 a estabilidade do implante é média. Entre os valores 60 e 65, o protocolo de carga a aplicar nestes casos deve ser o de carga convencional (Rodrigo et al., 2010) em duas etapas cirúrgicas (Ostman et al., 2005; Baltayan et al., 2016). Enquanto, entre os valores 65 e 69 é possível aplicar o protocolo de carga antecipada com uma ou duas etapas cirúrgicas (Baltayan et al., 2016). Alta estabilidade é considerada quando os valores ISQ são superiores a 70, fornecendo assim um valor de estabilidade adequado para o protocolo de carga imediata (Kokovic et al., 2014; Bornstein et al., 2009). No entanto, estes valores variam consoante a opinião de outros autores. O valor ISQ determinado pela RFA é uma medida da rigidez da interface entre o osso e a superfície do implante (Sennerby, 2015).

O valor clínico de uma única leitura pode ser questionável (Zix et al., 2008). Por exemplo, fatores como densidade óssea, posição do implante (anterior ou mandíbula posterior / superior ou inferior) (Sjöström et al., 2007), comprimento do pilar, comprimento do implante supracrestal (Sennerby & Meredith, 2008), comprimento (Sjöström, et al., 2007) e largura do implante (Bischof et al., 2004) provaram ter uma influência sobre o valor absoluto da medição da frequência de ressonância.

O Osstell e o Penguin RFA são dois dispositivos que têm a capacidade de medir a frequência de ressonância através do transdutor. Os dispositivos Osstell foram projetados pela Integration Diagnostics (Integration Diagnostic Ltd., Goteborgsvagen, Suécia). Várias gerações desses dispositivos estão disponíveis comercialmente e têm amplo uso com estudos sobre sua funcionalidade e aplicações (Andreotti et al., 2017; Yao et al., 2017). O facto do Osstell exigir que o *smartpeg* seja aparafusado na parte superior do abutment com um torque de 4-6 Ncm, pode afetar a interface osso-implante no estágio

inicial de cicatrização (Chang et al., 2007). O Penguin RFA (Integration Diagnostics Sweden AB, Gotemburgo, Suécia) foi desenvolvido pelos mesmos pesquisadores e foi introduzido no mercado em 2015. O dispositivo Penguin RFA utiliza um transdutor reutilizável (*multipeg*) para medição de ISQ (Becker et al., 2018; Yao et al., 2017; Buyukguclu et al., 2018). O *multipeg* é feito de titânio durável e conseqüentemente, pode ser autoclavado até 20 vezes, de acordo com as especificações do fabricante (Brouwers et al., 2021).

Os dispositivos de análise do RFA têm algumas desvantagens, como o aumento do tempo de cadeira, a possibilidade de falha na osseointegração causada pelo desaparafusamento do pilar de cicatrização e a necessidade de um transdutor descartável específico para cada tipo de implante (Zix et al., 2008; Choi et al., 2014).



Figura 2. Dispositivo Osstell®



Figura 3. *Smartpeg* Osstell®



Figura 4. Dispositivo Penguin RFA®



Figura 5. *Multipeg* Penguin RFA®

O dispositivo da análise de capacidade de amortecimento (DCA) é outro dos métodos de avaliação. Este dispositivo não requer o desaperto do pilar de cicatrização para determinar a estabilidade do implante. No entanto, é necessário tocar (16 vezes) por 4 segundos na supraestrutura do implante, o que pode ser desagradável para o paciente e inconveniente para o clínico (Zix et al., 2008). Recentemente, um dispositivo DCA modificado (Anycheck; Neobiotech, Seul, Coreia) foi desenvolvido para medir a estabilidade do implante. Semelhante ao ISQ, o valor do teste de estabilidade do implante (IST), que é a medida de estabilidade do implante utilizada pelo dispositivo DCA, varia de 1 a 99. O dispositivo foi melhorado, reduzindo o número de sequências de percussão para 6. Valores de IST de 1 a 59 indicam baixa estabilidade, valores de 60 a 64 indicam estabilidade moderada, e valores acima de 65 indicam alta estabilidade. O dispositivo DCA também possui um sistema de segurança que interrompe o teste de percussão se detetar uma estabilidade de 59 ou inferior. Durante a medição da estabilidade do implante, o paciente deve estar na posição vertical, de modo que o longo eixo do implante seja perpendicular ao solo. O dispositivo possui uma função de controle que interrompe o teste de percussão quando o ângulo entre o solo e o dispositivo é superior a 30° para reduzir o erro de medição resultante de um ângulo que excede a medição permitida (Lee et al., 2020).



Figura 6. Dispositivo AnyCheck®

Os valores IST diferem de acordo com a altura do pilar de cicatrização. A altura padrão do pilar de cicatrização é de 4 mm, portanto o valor correto do IST é calculado de acordo com esta medida (Tabela 1).

Tabela 1. Cálculo dos valores corretos do IST

	Altura do pilar de cicatrização	Valor IST
Altura padrão +3	7mm	+6
Altura padrão +2	6mm	+4
Altura padrão + 1	5mm	+2
Altura padrão	4mm	Valor IST indicado
Altura padrão -1	3mm	-2
Altura padrão -2	2mm	-4
Altura padrão -3	1mm	-6

Não se sabe se o valor IST medido pelo dispositivo DCA modificado e o valor ISQ medido pelo dispositivo RFA são semelhantes (Lee et al., 2020).

II. OBJETIVOS E HIPÓTESES

Objetivos

Este trabalho tem como objetivo principal avaliar a concordância e repetibilidade de três dispositivos diferentes para a avaliação da estabilidade implantar: Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia).

Como objetivos secundários temos:

- Comparar os resultados consoante as localizações na arcada;
- Comparar os resultados consoante o diâmetro e comprimento dos implantes dentários;
- Identificar os fatores que poderão condicionar a fiabilidade das medições;

Hipóteses

As hipóteses de desfecho estabelecidas foram as seguintes:

- Hipótese Nula (H0) – Não existe concordância entre os três dispositivos, Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia).

- Hipótese Alternativa (H1) - Existe concordância entre os três dispositivos, Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia).

III. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Considerações éticas

Este estudo foi previamente submetido à comissão de ética Egas Moniz, tendo sido aprovado por unanimidade (processo nº 1091). Todos os doentes assinaram um consentimento informado em que autorizavam ou não participar no estudo em causa, garantindo que os dados recolhidos se destinaram apenas a fins científicos sendo mantido o anonimato.

2. Local e duração do estudo

Este estudo foi realizado na Clínica Dentária Universitária Egas Moniz, localizada no Campus Universitário Egas Moniz – Cooperativa de Ensino Superior, CRL, no Monte da Caparica. O estudo decorreu entre abril e junho de 2022.

3. Tipo de estudo

O presente estudo é do tipo observacional transversal.

4. Estudo

4.1. Amostra

No presente estudo foram incluídos um total de 12 pacientes, correspondendo a um total de 19 implantes.

4.2. Critérios de inclusão

- Indivíduos com mais de 18 anos;
- Indivíduos com implantes intra-lock de conexão interna de plataforma regular (Intra Hex) colocados há pelo menos três meses, mas ainda não reabilitados.

4.3. Critérios de exclusão

- Indivíduos que recusem assinar o termo de consentimento informado.
- Indivíduos com implantes de outras marcas, conexões ou diâmetros.

4.4. Procedimento Clínico

Foram realizadas medições em quatro localizações diferentes de cada implante (mesial, centro-vestibular, distal e centro-palatino/lingual). Em cada implante foram efetuadas três medições, de acordo com as seguintes sequências: Osstell, Penguin RFA, Anycheck (primeira medição), Penguin RFA, Anycheck, Osstell (segunda medição), Anycheck, Osstell, Penguin RFA (terceira medição).

4.5. Material

Para a análise da estabilidade dos implantes foram utilizados os dispositivos Osstell® (Osstell W&H, Suécia) com um *smartpeg* referência 100431, o dispositivo Penguin RFA® com um *multipeg* referência 55051 43 (Penguin RFA, Suécia) e o dispositivo Anycheck® (Neobiotech, Coreia).

4.6. Calibração do observador

Com o objetivo de minimizar erros de medição foi efetuado um treino e calibração do avaliador previamente ao início do estudo. A utilização de medições clínicas padronizadas é essencial para garantir a validade e fiabilidade dos resultados. No processo de calibração foram efetuadas medições em seis doentes voluntários que não participaram no estudo. O avaliador e outro clínico experiente (Gold Standard) realizaram as mesmas medições de forma independente, tendo sido posteriormente comparados os resultados que demonstram uma elevada concordância.

5. Variáveis analisadas

Foram avaliadas as seguintes variáveis:

- Idade
- Sexo
- Comprimento do implante (em mm)
- Localização do implante na arcada

6. Análise Estatística

A análise estatística foi realizada com o IBM SPSS Statistics v.28 (IBM, USA). Foi efetuada uma análise estatística descritiva e inferencial dos resultados. Neste último caso, foi utilizado como base uma metodologia de análise assente na técnica ANOVA fatorial de medidas repetidas, permitindo analisar os valores ISQ e IST e comparar os valores ISQ medidos por dispositivos diferentes. Foi estabelecido um nível de significância de 5% ($P < 0.05$).

IV. RESULTADOS

A média de valores de estabilidade implantar medidos (ISQ/IST) com recurso aos dispositivos Osstell®, Penguin RFA® e Anycheck® estão representados na tabela 2. A partir destes valores podemos afirmar que os valores apresentados pelo dispositivo Anycheck são, de uma forma geral, superiores aos valores apresentados pelos restantes dispositivos. A comparação entre os valores ISQ e IST e entre os valores ISQ medidos por dispositivos diferentes demonstra que o tipo de dispositivo afeta de forma significativa os resultados ($P < 0,001$) (tabela 3).

Tabela 2. Resultados das medições (média± desvio padrão).

N= 19		Valores da estabilidade implantar (ISQ/IST)		
Dispositivo	Localização	1º Medição	2º Medição	3º Medição
Osstell	Centro-vestibular	64,5 ± 7,9	63,2 ± 6,6	62,7 ± 7,0
	Centro-palatino/lingual	64,0 ± 9,0	62,5 ± 7,5	62,5 ± 7,5
	Mesial	66,4 ± 10,1	67,2 ± 8,5	65,8 ± 10,8
	Distal	63,3 ± 8,6	62,0 ± 7,8	62,3 ± 8,3
Penguin RFA	Centro-vestibular	65,2 ± 6,7	64,9 ± 6,3	64,9 ± 5,9
	Centro-palatino/lingual	67,0 ± 7,6	68,3 ± 7,2	67,0 ± 6,7
	Mesial	69,1 ± 8,7	68,3 ± 6,7	68,6 ± 5,8
	Distal	68,2 ± 7,8	68,6 ± 7,2	68,4 ± 8,4
Anycheck	Centro-vestibular	77,4 ± 5,6	77,4 ± 5,8	78,0 ± 5,5
	Centro-palatino/lingual	79,1 ± 6,2	79,6 ± 6,4	81,0 ± 4,5
	Mesial	79,0 ± 5,8	80,5 ± 5,2	80,5 ± 5,5
	Distal	79,0 ± 6,5	80,4 ± 5,4	80,0 ± 5,3

Tabela 3. Efeitos dos fatores.

	Sig.	Eta parcial quadrado (η_p^2)
Tempo	0,8	0,0
Dispositivo	<0,001	0,8
Localização	<0,001	0,2

Os dispositivos ISQ (Osstell®, Penguin RFA®) não apresentam diferenças significativas ($P=0,5$). No entanto, a diferença média de valores entre o dispositivo Osstell e Anycheck é de -15,4, demonstrando que o dispositivo Anycheck apresenta valores de estabilidade implantar superiores ao dispositivo Osstell ($P < 0,001$). Do mesmo modo, a

diferença média de valores entre o dispositivo Penguin RFA e Anycheck é de -11,9, demonstrando, mais uma vez, que o dispositivo Anycheck apresenta valores de estabilidade implantar superiores ao dispositivo Penguin RFA ($P < 0,001$) (tabela 4 e 5).

Tabela 4. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação ao dispositivo utilizado.

Dispositivo	Média	Desvio Padrão	Intervalo de Confiança a 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Osstell	63,9	1,5	60,8	67,0
Penguin RFA	67,4	1,3	64,6	70,1
Anycheck	79,3	1,1	77,0	81,6

Tabela 5. Comparações por Método Pairwise em relação aos dispositivos utilizados.

Dispositivo (I)	Dispositivo (J)	Diferença média (I-J)	Desvio Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança a 95% para a Diferença	
					Limite Inferior	Limite superior
Osstell	Penguin RFA	-3,5	1,7	0,5	-7,0	0,0
	Anycheck	-15,4	1,3	<0,001	-18,1	-12,8
Penguin RFA	Osstell	3,5	1,7	0,1	-0,0	7,0
	Anycheck	-11,9	1,3	<0,001	-14,8	-9,1
Anycheck	Osstell	15,4	1,3	<0,001	12,8	18,1
	Penguin RFA	11,9	1,3	<0,001	9,1	14,8

Em adição, a comparação feita entre os valores ISQ e IST e entre os valores ISQ medidos por dispositivos diferentes em relação ao tempo não é estatisticamente significativa ($P=0.9$) (tabela 3, 6 e 7).

Tabela 6. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação ao Tempo.

Tempo	Média	Desvio Padrão	Intervalo de Confiança a 95%	
			Limite inferior	Limite superior
1º Medição	70,2	1,0	68	72,3
2º Medição	70,2	1,0	68,1	72,4
3º Medição	70,1	1,0	68	72,3

Tabela 7. Comparações por Método Pairwise em relação às medições feitas.

Tempo (I)	Tempo (J)	Diferença média (I-J)	Desvio Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança a 95% para a Diferença	
					Limite Inferior	Limite superior
1º Medição	2º Medição	-0,1	0,2	0,7	-0,5	0,4
	3º Medição	0,0	0,3	0,9	-0,6	0,7
2º Medição	1º Medição	0,1	0,2	0,7	-0,4	0,5
	3º Medição	0,1	0,2	0,6	-0,3	0,5
3º Medição	1º Medição	-0,0	0,3	0,9	-0,7	0,6
	2º Medição	-0,1	0,2	0,6	-0,5	0,3

A comparação entre os valores ISQ e IST e entre os valores ISQ medidos por dispositivos diferentes em relação às localizações são significativas em termos estatísticos ($P \leq 0,001$) (tabela 3). Após comparar a localização centro-vestibular com a localização centro-palatino/lingual, conclui-se que a diferença média de valores é de -1,4, demonstrando que a localização centro-palatino/lingual apresenta valores de estabilidade implantar superiores à localização centro-vestibular ($P \leq 0,001$). Fazendo também a comparação entre a localização centro-vestibular com a localização mesial é concluído que a diferença média de valores é de -3,0, demonstrando que a localização mesial apresenta valores de estabilidade implantar superiores à localização centro-vestibular ($P \leq 0,001$) (tabela 8 e 9).

Tabela 8. Médias marginais da estabilidade implantar estimadas em relação às localizações.

Localização	Média	Desvio Padrão	Intervalo de Confiança a 95%	
			Limite inferior	Limite superior
Centro-vestibular	68,7	1,1	66,4	70,9
Centro-palatino/lingual	70,1	1,2	67,6	72,6
Mesial	71,7	1,0	69,7	73,7
Distal	70,2	1,2	67,6	72,8

Tabela 9. Comparações por Método Pairwise em relação às localizações.

Localização (I)	Localização (J)	Diferença média (I-J)	Desvio Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança a 95% para a Diferença	
					Limite Inferior	Limite superior
Centro-vestibular	Centro-palatino/lingual	-1,4	0,6	<0,001	-2,8	-0,1
	Mesial	-3,0	0,9	<0,001	-4,9	-1,2
	Distal	-1,5	0,8	0,1	-3,2	0,1
Centro-palatino/lingual	Centro-vestibular	1,4	0,6	<0,001	0,5	2,8
	Mesial	-1,6	1,0	0,1	-3,6	0,4
	Distal	-0,1	0,6	0,8	-1,3	1,1
Mesial	Centro-vestibular	3,0	0,9	<0,001	1,2	4,9
	Centro-palatino/lingual	1,6	1,0	0,1	-0,4	3,6
	Distal	1,5	0,9	0,1	-0,3	3,3
Distal	Centro-vestibular	1,5	0,8	0,1	-0,1	3,2
	Centro-palatino/lingual	0,1	0,6	0,8	-1,1	1,3
	Mesial	-1,5	0,9	0,1	-3,3	0,3

Comparando a influência dos dispositivos ($\eta_p^2 = 0,8$) com a influência das localizações ($\eta_p^2 = 0,2$) nos valores de estabilidade dos implantes podemos afirmar que o tipo de dispositivo apresenta um efeito quatro vezes superior (tabela 3).

A partir das figuras 7, 8, 9 e 10 é possível analisar a repetibilidade dos três dispositivos. Nestas figuras estão representadas as médias e intervalos de confiança a 95% para os valores estimados em cada localização. O dispositivo Anycheck apresenta valores de estabilidade mais elevados do que os restantes dispositivos nas quatro localizações. Os dispositivos Osstell e Penguin RFA apresentam valores de estabilidade semelhantes. O dispositivo Anycheck é o dispositivo mais preciso. Por apresentar menos oscilações que os restantes dispositivos podemos afirmar que é o que apresenta melhor repetibilidade.

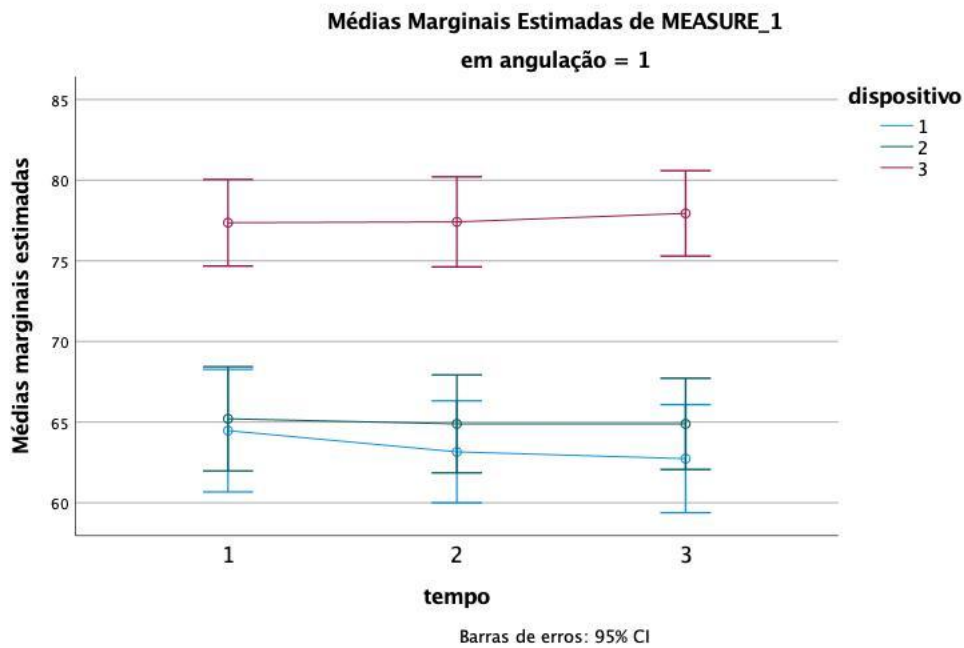


Figura 7. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização centro-vestibular. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.

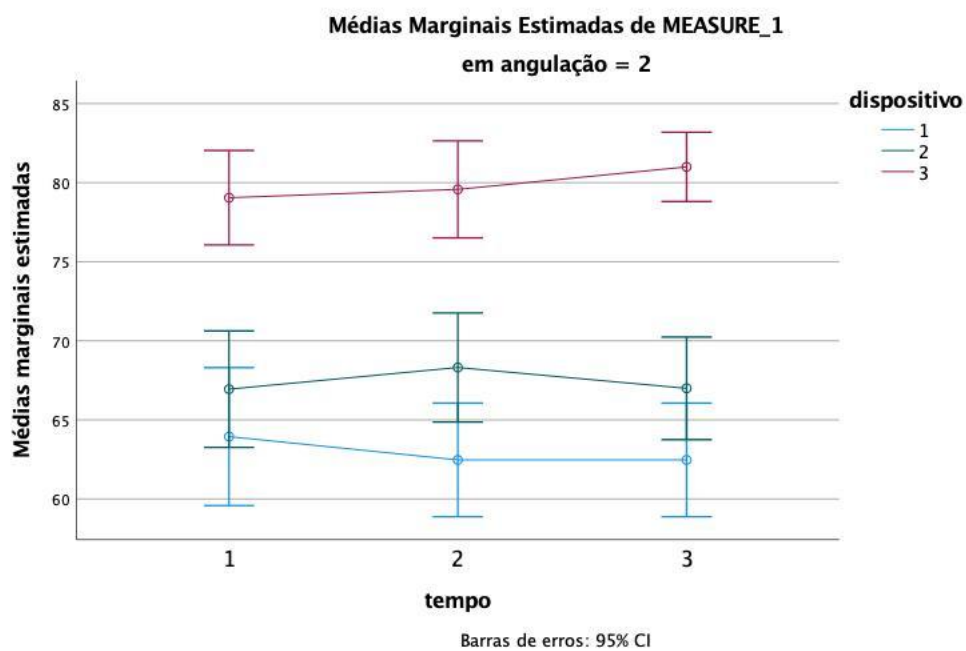


Figura 8. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização centro-palatino/lingual. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.

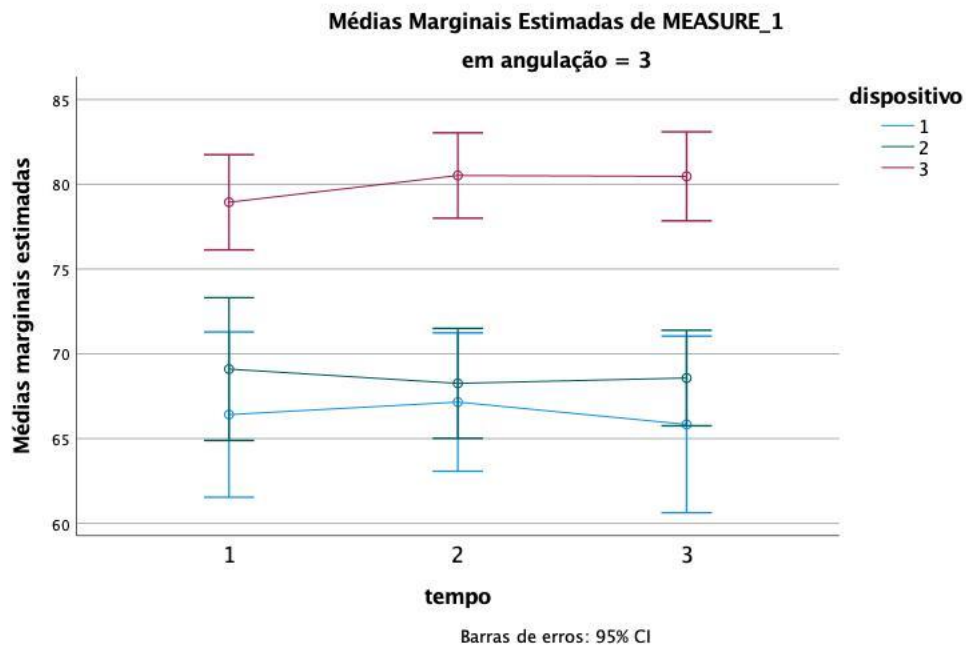


Figura 9. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização mesial. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.

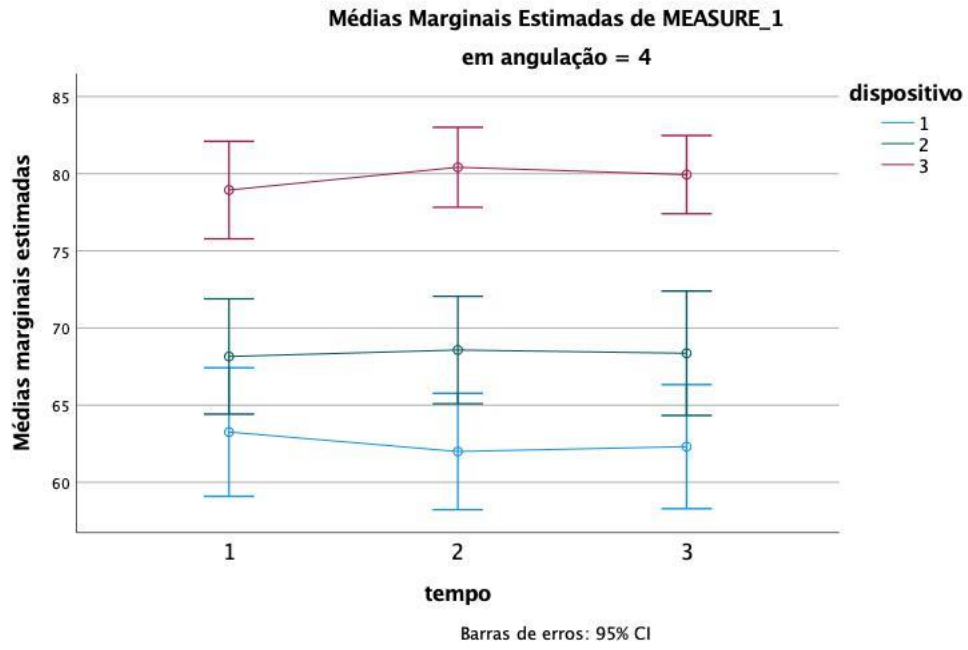


Figura 10. Gráfico referente às médias marginais estimadas na localização distal. Dispositivo 1- Osstell; Dispositivo 2- Penguin RFA; Dispositivo 3- Anycheck.

V. DISCUSSÃO

Existem diversos métodos que permitem avaliar a estabilidade do implante. Apesar de o melhor método para avaliar a osteointegração ser um método histológico (Swami et al., 2016) não é facilmente aplicável por exigir uma biópsia. (Atsumi et al., 2007). Por esta mesma razão outros métodos não invasivos foram surgindo, revolucionando o método de avaliação da estabilidade de implantes dentários.

O presente estudo procurou comparar três dispositivos não invasivos para avaliação da estabilidade de implantes dentários (Osstell, Penguin RFA, Anycheck). Paralelamente à comparação entre dispositivos e avaliação da repetibilidade de cada um deles, procurou-se avaliar de que forma determinados fatores poderão afetar as medições.

De acordo com os resultados, não existem diferenças significativas entre os valores medidos entre o dispositivo Osstell® e Penguin RFA® ($P=0,5$). Estes resultados estão de acordo com os demais estudos *in vitro* (Yao et al., 2017; Herrero-Climent et al., 2019; Chávarri-Prado et al., 2020; Brouwers et al., 2021; Diker et al., 2022). O facto de estes dois dispositivos assentarem no mesmo princípio de funcionamento pode justificar os resultados obtidos.

Lee et al. (2020) comparam dois dispositivos de medição de estabilidade implantar com princípios de funcionamento diferentes (Osstell e Anycheck) não tendo sido encontradas diferenças significativas entre os valores ISQ e IST. No entanto, no presente estudo, observámos diferenças significativas entre os valores medidos com os dispositivos Osstell® e Anycheck® e com os dispositivos Penguin RFA® e Anycheck® ($P < 0,001$). Esta diferença pode ser justificada pelo facto do dispositivo Osstell e Penguin RFA serem dispositivos de avaliação pelo método RFA, ou seja, avaliam a frequência de ressonância e convertem o valor em ISQ, enquanto, o dispositivo Anycheck é um dispositivo de avaliação pelo método DCA, ou seja, mede o tempo de contacto entre a haste do dispositivo e o parafuso de cicatrização e converte o tempo no valor IST. No entanto, é importante salientar que não existe literatura suficiente que permita afirmar que o valor de IST medido pelo dispositivo DCA modificado e o valor de ISQ medido pelo dispositivo RFA não são semelhantes.

Em adição, existem diferenças entre os valores medidos na localização centro-vestibular e centro-palatino/lingual ($P \leq 0,001$) e entre a localização centro-vestibular e mesial ($P \leq 0,001$), demonstrando que a localização centro-palatino/lingual e localização

mesial apresentam valores de estabilidade implantar superiores à localização centro-vestibular. Este facto pode ser justificado pela espessura do osso cortical a vestibular e pela posição do implante dentário (Tanaka et al., 2018). *Shin et al. (2015)*, *Lages et al. (2017)* e *Guerrero-González et al. (2020)* sugerem que a inclinação da medição da estabilidade implantar influencia os valores ISQ. O estudo realizado por *Bilhan et al. (2015)* demonstra que os valores medidos pelos dispositivos DCA convencionais (Periotest) podem ser influenciados pela direção da medição.

A repetibilidade é definida como a avaliação da variação dos valores obtidos pelo mesmo observador, em um único implante com um único dispositivo. A reprodutibilidade é definida como a avaliação dos valores obtidos pelo mesmo dispositivo no estudo inteiro, realizado sob condições variadas, como observadores diferentes e implantes diferentes, permitindo assim definir a capacidade de o dispositivo de medição reproduzir os mesmos valores. Foram realizadas quatro medições repetidas com o mesmo dispositivo de modo a determinar a repetibilidade dos diferentes dispositivos e concluiu-se que a diferença dos valores medidos não é estatisticamente significativa ($P=0,800$). *Buyukguclu et al. (2018)* conduziram um estudo *in vitro* que compara o dispositivo Osstell ISQ e Penguin RFA, com o objetivo de determinar a confiabilidade na medição da estabilidade de implantes dentários colocados em diversos materiais. Estes autores concluíram que os dispositivos Osstell ISQ e Penguin RFA são confiáveis somente quando os implantes são colocados em materiais rígidos.

Portanto, a Hipótese Alternativa (H1) – “Existe concordância entre os três dispositivos, Osstell® (Osstell W&H, Suécia), Penguin RFA® (Penguin RFA, Suécia) e Anycheck® (Neobiotech, Coreia)” foi rejeitada.

Cada dispositivo tem as suas limitações/desvantagens. Os *smartPegs* dos dispositivos Osstell têm uso único, enquanto os *multiPegs* do dispositivo Penguin são itens reutilizáveis, por suportarem os métodos de esterilização. Com base na experiência da presente investigação podemos concluir, que o facto do dispositivo Penguin ser sem fios torna as medições mais fáceis de realizar. O facto de os *multiPegs* serem reutilizáveis traduz-se numa vantagem em termos económicos e ecológicos. O *smartpeg* do dispositivo Osstell deve ser apertado com um torque de 4-6 Ncm, podendo influenciar a fase inicial da cicatrização (Chang et al., 2007). De acordo com as instruções do

fabricante, a sonda deve apontar para o *smartpeg*, sem tocá-lo, em ângulos diferentes que rondam os 90°. O dispositivo Penguin RFA possui um *multipeg* que é montado no implante. De acordo com as instruções do fabricante o aperto deve ser feito à mão (6-8 Ncm). Para fazer a medição a ponta do dispositivo deve ser colocado próximo do topo do *multipeg*. Os dispositivos RFA têm algumas desvantagens, como o aumento do tempo de cadeira, a chance de falha na osseointegração causada pelo desaparafusamento do pilar de cicatrização e a necessidade de um transdutor descartável para cada tipo de implante (Zix et al., 2008; Choi et al., 2014).

O dispositivo Anycheck permite fazer as medições no próprio parafuso de cicatrização. De acordo com as instruções do fabricante, a ponta da haste do dispositivo deve ser encostada à parte superior do parafuso de cicatrização, mantendo um ângulo de contato dentro da faixa dos 0°-30°. Este dispositivo possui uma função de controle que não realiza o teste de percussão quando o ângulo entre o solo e o dispositivo é superior a 30°, para reduzir o erro na medição resultante de um ângulo que excede o permitido (Lee et al., 2020). Os dispositivos DCA inicialmente necessitavam de percutir (16 vezes) durante 4 segundos na supraestrutura do implante para fazer a medição, o que acabava por ser desagradável para o paciente e inconveniente para o clínico (Zix et al., 2008). No entanto, o dispositivo DCA modificado (Anycheck) reduz o número de sequências de batidas para 6 e interrompe totalmente processo, no caso de o implante mostrar fraca estabilidade.

Os valores de ISQ obtidos podem ter sido influenciados, tanto pela posição do aparelho em relação ao *smartpeg/ multipeg*, como pela força utilizada no aperto do transdutor. No entanto, de acordo com *Kästel et al. (2019)* o aperto manual de dispositivos magnéticos *smartpeg* permite uma determinação objetiva e fiável dos valores ISQ. O dispositivo DCA modificado não necessita deste ajuste dado que as medições são feitas diretamente no parafuso de cicatrização.

Concluindo, o dispositivo Anycheck apresenta melhor repetibilidade do que os restantes dispositivos, uma vez que é o dispositivo que apresenta menos oscilações de valores ($\sigma=1,1$). Uma vez que não existem na literatura estudos que comparem simultaneamente os 3 dispositivos em causa, é importante que outros autores confirmem os resultados deste estudo, idealmente com uma amostra maior e com um maior número de observadores, de modo a permitir analisar a reprodutibilidade dos valores obtidos. Por

outro lado, cabe referir ainda outras limitações deste estudo, como terem sido utilizados apenas implantes de uma só marca, com o mesmo tipo de conexão e diâmetro. A força de aperto dos transdutores poderia também ter sido padronizada, se bem que a maioria dos autores não considere que esse facto afete de forma significativa os resultados. Já a padronização da localização e ângulo em que é feita a medição é mais fácil de executar em estudos *in vitro*, uma vez que em ambiente clínico, fatores como a abertura bucal do paciente ou espaço, méso-distal disponível podem funcionar como condicionantes. No entanto, apesar da quantidade de informações fornecidas pelos estudos *in vitro* é importante salientar a importância dos estudos *in vivo*, por permitirem fornecer dados mais específicos, confiáveis e fisiológicos.

VI. CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste estudo é possível concluir que o tipo de dispositivo de avaliação da estabilidade implantar afeta de forma significativa os resultados e que a localização em que é efetuada a medição no mesmo implante influencia igualmente os valores. De uma forma geral, os dispositivos apresentam uma boa repetibilidade dos resultados nas medições efetuadas. É aconselhável a utilização do mesmo dispositivo nas várias avaliações da estabilidade implantar ao longo do tempo.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Abrahamsson, I., Linder, E., & Lang, N. P. (2009). Implant stability in relation to osseointegration: An experimental study in the Labrador dog. *Clinical Oral Implants Research*, 20(3), 313–318. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01646.x>
- Akođlan, M., Tatli, U., Kurtođlu, C., Salimov, F., & Kőrkcű, M. (2017). Effects of different loading protocols on the secondary stability and peri-implant bone density of the single implants in the posterior maxilla: AKOĐLAN et al. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(4), 624–631. <https://doi.org/10.1111/cid.12492>
- Alghamdi, H., Anand, P. S., & Anil, S. (2011). Undersized Implant Site Preparation to Enhance Primary Implant Stability in Poor Bone Density: A Prospective Clinical Study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(12), e506–e512. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2011.08.007>
- Al-Jetaily, S., & Al-dosari, A. A. (2011). Assessment of Osstell™ and Periotest® systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *The Saudi Dental Journal*, 23(1), 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2010.09.003>
- Andersson, P., Pagliani, L., Verrocchi, D., Volpe, S., Sahlin, H., & Sennerby, L. (2019). Factors Influencing Resonance Frequency Analysis (RFA) Measurements and 5-Year Survival of Neoss Dental Implants. *International Journal of Dentistry*, 2019, 1–9. <https://doi.org/10.1155/2019/3209872>
- Andreotti, A. M., Goiato, M. C., Nobrega, A. S., Freitas da Silva, E. V., Filho, H. G., Pellizzer, E. P., & Micheline dos Santos, D. (2017). Relationship Between Implant Stability Measurements Obtained by Two Different Devices: A Systematic Review. *Journal of Periodontology*, 88(3), 281–288. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.160436>
- Atieh, M. A., Alsabeeha, N. H. M., Payne, A. G. T., de Silva, R. K., Schwass, D. S., & Duncan, W. J. (2014). The prognostic accuracy of resonance frequency analysis in predicting failure risk of immediately restored implants. *Clinical Oral Implants Research*, 25(1), 29–35. <https://doi.org/10.1111/clr.12057>

- Atsumi, M., Park, S.-H., & Wang, H.-L. (2007). *Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status*. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(5):743-54.
- Baltayan, S., Pi-Anfruns, J., Aghaloo, T., & Moy, P. K. (2016). The Predictive Value of Resonance Frequency Analysis Measurements in the Surgical Placement and Loading of Endosseous Implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(6), 1145–1152. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.01.048>
- Becker, W., Hujuel, P., & Becker, B. E. (2018). Resonance frequency analysis: Comparing two clinical instruments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(3), 308–312. <https://doi.org/10.1111/cid.12598>
- Bilhan, H., Cilingir, A., Bural, C., Bilmenoglu, C., Sakar, O., & Geckili, O. (2015). The Evaluation of the Reliability of Periotest for Implant Stability Measurements: An In Vitro Study. *Journal of Oral Implantology*, 41(4), e90–e95. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-003>
- Bischof, M., Nedir, R., Szmukler-Moncler, S., Bernard, J.-P., & Samson, J. (2004). Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing.. A clinical resonance-frequency analysis study with sandblasted-and-etched ITI implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(5), 529–539. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01042.x>
- Bornstein, M. M., Hart, C. N., Halbritter, S. A., Morton, D., & Buser, D. (2009). Early Loading of Nonsubmerged Titanium Implants with a Chemically Modified Sand-Blasted and Acid-Etched Surface: 6-Month Results of a Prospective Case Series Study in the Posterior Mandible Focusing on Peri-Implant Crestal Bone Changes and Implant Stability Quotient (ISQ) Values. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(4), 338–347. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00148.x>
- Brånemark, PI. (1983). Osseointegration and its experimental background, *J Prosthet Dent.*, 50(3):399-410. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(83\)80101-2](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(83)80101-2).
- Brouwers, J. E. I. G., Buis, S., Groot, P. G., Laat, B., & Remijn, J. A. (2021). Resonance frequency analysis with two different devices after conventional

- implant placement with ridge preservation: A prospective pilot cohort study
Clinical Implant Dentistry and Related Research, 23(5), 789–799.
<https://doi.org/10.1111/cid.13031>
- Brunski, J. B., Puleo, D. A., & Nanci, A. (2000). *Biomaterials and Biomechanics of Oral and Maxillofacial Implants: Current Status and Future Developments*. 32.
- Buyukguclu, G., Ozkurt-Kayahan, Z., & Kazazoglu, E. (2018). Reliability of the Osstell Implant Stability Quotient and Penguin Resonance Frequency Analysis to Evaluate Implant Stability. *Implant Dentistry*, 27(4), 429–433.
<https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000766>
- Byrne, G. (2010). Outcomes of One-Stage Versus Two-Stage Implant Placement. *The Journal of the American Dental Association*, 141(10), 1257–1258.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.2010.0054>
- Chang, W.-J., Lee, S.-Y., Wu, C.-C., Lin, C.-T., Abiko, Y., Yamamichi, N., & Huang, H.-M. (2007). A Newly Designed Resonance Frequency Analysis Device for Dental Implant Stability Detection. *Dental Materials Journal*, 26(5), 665–671.
<https://doi.org/10.4012/dmj.26.665>
- Chang, P.-C., Lang, N. P., & Giannobile, W. V. (2010). Evaluation of functional dynamics during osseointegration and regeneration associated with oral implants: Functional assessment of osseointegration. *Clinical Oral Implants Research*, 21(1), 1–12. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01826.x>
- Chávarri-Prado, D., Brizuela-Velasco, A., Diéguez-Pereira, M., Pérez-Pevida, E., Jiménez-Garrudo, A., Viteri-Agustín, I., Estrada-Martínez, A., & Montalbán-Vadillo, O. (2020). Influence of cortical bone and implant design in the primary stability of dental implants measured by two different devices of resonance frequency analysis: An in vitro study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e242–e248. <https://doi.org/10.4317/jced.56014>
- Choi, H.-H., Chung, C.-H., Kim, S.-G., & Son, M.-K. (2014). Reliability of 2 Implant Stability Measuring Methods in Assessment of Various Perimplant Bone Loss: An In Vitro Study With the Periotest and Osstell Mentor. *Implant Dentistry*, 23(1), 51–56. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000000>

- Degidi, M., Daprile, G., & Piattelli, A. (2010). *Determination of Primary Stability: A Comparison of the Surgeon's Perception and Objective Measurements*. 4.
- Diker, B., Diker N., & Tak Ö. (2022). Comparison of Reliability of 3 Resonance Frequency Analysis Devices: An In Vitro Study. *J Oral Implantol*. 48(1):9-14. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-D-20-00139>.
- Elias, C. N., Rocha, F. A., Nascimento, A. L., & Coelho, P. G. (2012). Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 16, 169–180. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.10.0>
- Esposito, M., Hirsch, J.-M., Lekholm, U., & Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, (I). Success criteria and epidemiology: Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants, (I). Success criteria and epidemiology. *European Journal of Oral Sciences*, 106(1), 527–551. <https://doi.org/10.1046/j.0909-8836..t01-2-.x>
- Esposito, M., Grusovin, M., Willings, M., Coulthard, P., & Worthington, H. (2007). Interventions for replacing missing teeth: Different times for loading dental implants. Em The Cochrane Collaboration (Ed.), *Cochrane Database of Systematic Reviews* (p. CD003878.pub3). John Wiley & Sons, Ltd. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD003878.pub3>
- Gehrke, S. A., da Silva Neto, U. T., Rossetti, P. H. O., Watinaga, S. E., Giro, G., & Shibli, J. A. (2016). Stability of implants placed in fresh sockets versus healed alveolar sites: Early findings. *Clinical Oral Implants Research*, 27(5), 577–582. <https://doi.org/10.1111/clr.12624>
- Glauser, R., Sennerby, L., Meredith, N., Ree, A., Lundgren, A., Gottlow, J., & Hammerle, C. H. F. (2004). Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. Failing implants. *Clinical Oral Implants Research*, 15(4), 428–434. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01036.x>
- Gómez-Polo, M., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Martín, C., Celemín, A., & del Río, J. (2016). Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary

- Stability in Self-Tapping Dental Implants? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 74(7), 1344–1353. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2016.03.011>
- Guerrero-González, M., Monticelli, F., Saura García-Martín, D., Herrero-Climent, M., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J.-V., & Fernández-Palacín, A. (2020). Reliability of the Resonance Frequency Analysis Values in New Prototype Transepithelial Abutments: A Prospective Clinical Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(18), 6733. <https://doi.org/10.3390/ijerph17186733>
- Guiaosstell_pt2020.pdf*. (2020).
- Gülay, G., Asar, N. V., Tulunoglu, I., Turkyilmaz, I., Wang, H.-L., & Tözüm, T. F. (2012). Primary Stability/Mobility of 1-Stage and 2-Stage Dental Implants: A Comparative In Vitro Study. *Implant Dentistry*, 21(6), 461–466. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3182661615>
- H, H., G, W., & E, H. (2020). The clinical significance of implant stability quotient (ISQ) measurements: A literature review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 10(4), 629–638. <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2020.07.004>
- Han, J., Lulic, M., & Lang, N. P. (2010). Factors influencing resonance frequency analysis assessed by Osstell™mentor during implant tissue integration: II. Implant surface modifications and implant diameter: RFA during tissue integration: II. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 605–611. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01909>.
- Han, H.-C., Lim, H.-C., Hong, J.-Y., Ahn, S.-J., Han, J.-Y., Shin, S.-I., Chung, J.-H., Herr, Y., & Shin, S.-Y. (2016). Primary implant stability in a bone model simulating clinical situations for the posterior maxilla: An in vitro study. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 46(4), 254. <https://doi.org/10.5051/jpis.2016.46.4.254>
- Herrero-Climent, M., Albertini, M., Rios-Santos, Jv., Lazaro-Calvo, P., Fernandez-Palacin, A., & Bullon, P. (2012). Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor. *Medicina Oral Patología Oral y*

Cirurgia Bucal, e801–e806. <https://doi.org/10.4317/medoral.17861>

Herrero-Climent, M., Falc o, A., López-Jarana, P., Díaz-Castro, C. M., Ríos-Carrasco, B., & Ríos-Santos, J. V. (2019). In vitro comparative analysis of two resonance frequency measurement devices: Osstell implant stability coefficient and Penguin resonance frequency analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(6), 1124–1131. <https://doi.org/10.1111/cid.12868>

Jaramillo, R., Santos, R., L zaro, P., Romero, M., Rios-Santos, J. V., Bull n, P., Fernández-Palac n, A., & Herrero-Climent, M. (2014). Comparative Analysis of 2 Resonance Frequency Measurement Devices: Osstell Mentor and Osstell ISQ. *Implant Dentistry*, 23(3), 351–356. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000072>

Javed, F., & Romanos, G. E. (2010). The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *Journal of Dentistry*, 38(8), 612–620. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.013>

Javed, F., Ahmed, H. B., Crespi, R., & Romanos, G. E. (2013). Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interventional Medicine and Applied Science*, 5(4), 162–167. <https://doi.org/10.1556/imas.5.2013.4.3>

Jung, U.-W., Kim, S., Lee, I.-K., Kim, M.-S., Lee, J.-S., & Kim, H.-J. (2014). Secondary stability of microthickness hydroxyapatite-coated dental implants installed without primary stability in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 25(10), 1169–1174. <https://doi.org/10.1111/clr.12226>

Kahraman, S., Bal, B. T., Asar, N. V., Turkyilmaz, I., & T z m, T. F. (2009). Clinical study on the insertion torque and wireless resonance frequency analysis in the assessment of torque capacity and stability of self-tapping dental implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(10), 755–761. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01990.x>

K stel, I., de Quincey, G., Neugebauer, J., Sader, R., & Gehrke, P. (2019). Does the manual insertion torque of smartpegs affect the outcome of implant stability quotients (ISQ) during resonance frequency analysis (RFA)? *International*

- Journal of Implant Dentistry*, 5(1), 42. <https://doi.org/10.1186/s40729-019-0195-1>
- Kokovic, V., Jung, R., Feloutzis, A., Todorovic, V. S., Jurisic, M., & Hämmerle, C. H. F. (2014). Immediate vs. early loading of SLA implants in the posterior mandible: 5-year results of randomized controlled clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), e114–e119. <https://doi.org/10.1111/clr.1207>
- Lages, F. S., Willy Douglas-de-Oliveira, D., Ibelli, G. S., Assaf, F., Queiroz, T. P., & Costa, F. O. (2017). Relationship between implant stability on the abutment and platform level by means of resonance frequency analysis: A cross-sectional study. *PLOS ONE*, 12(7), e0181873. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0181873>
- Lang, N. P., Tonetti, M. S., Suvan, J. E., Pierre Bernard, J., Botticelli, D., Fourmoussis, I., Hallund, M., Jung, R., Laurell, L., Salvi, G. E., Shafer, D., Weber, H.-P., & on Behalf of European Research Group on Periodontology (ERGOPerio)*. (2007). Immediate implant placement with transmucosal healing in areas of aesthetic priority: A multicentre randomized-controlled clinical trial I. Surgical outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 18(2), 188–196. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2006.01371.x>
- Lee, J., Pyo, S.-W., Cho, H.-J., An, J.-S., Lee, J.-H., Koo, K.-T., & Lee, Y.-M. (2020). Comparison of implant stability measurements between a resonance frequency analysis device and a modified damping capacity analysis device: An *in vitro* study. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 50(1), 56. <https://doi.org/10.5051/jpis.2020.50.1.56>
- Lioubavina-Hack, N., Lang, N. P., & Karring, T. (2006). Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, 17(3), 244–250. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2005.01201.x>
- López, A. B., Martínez, J. B., Pelayo, J. L., García, C. C., & Peñarrocha, M. (2008). Resonance frequency analysis of dental implant stability during the healing period. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, 4.
- Lozano-Carrascal, N., Salomo-Coll, O., Gilabert-Cerda, M., Farre-Pages, N., Gargallo-

- Albiol, J., & Hernandez-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, e214–e221. <https://doi.org/10.4317/medoral.21024>
- Makary, C., Rebaudi, A., Sammartino, G., & Naaman, N. (2012). Implant Primary Stability Determined by Resonance Frequency Analysis: Correlation With Insertion Torque, Histologic Bone Volume, and Torsional Stability at 6 Weeks. *Implant Dentistry*, 21(6), 474–480. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31826918f1>
- Mathieu, V., Vayron, R., Richard, G., Lambert, G., Naili, S., Meningaud, J.-P., & Haiat, G. (2014). Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties. *Journal of Biomechanics*, 47(1), 3–13. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.09.021>
- Mavrogenis, A. F., Dimitriou, R., Parvizi, J., & Babis, G. C. (2009). *Biology of implant osseointegration*. 11.
- Meredith, N., Alleyne, D., & Cawley, P. (1996) Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis, *Clin Oral Implants Res*. 7(3):261-7. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070308.x>.
- Merheb, J., Van Assche, N., Coucke, W., Jacobs, R., Naert, I., & Quirynen, M. (2010). Relationship between cortical bone thickness or computerized tomography-derived bone density values and implant stability: Prediction of implant stability. *Clinical Oral Implants Research*, 21(6), 612–617. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01880.x>
- Mistry, G., Shetty, O., Shetty, S., & Singh, R. (2014). Measuring implant stability: A review of different methods. *Journal of Dental Implants*, 4(2), 165. <https://doi.org/10.4103/0974-6781.140891>
- Monje, A., Ravidà, A., Wang, H.-L., Helms, J., & Brunski, J. (2019). Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 34, s7–s23. <https://doi.org/10.11607/jomi.19suppl.g1>

- Raghavendra S., Wood MC., & Taylor, TD. (2006). Early Wound Healing Around Endosseous Implants: A Review of the Literature. *Yearbook of Dentistry*, 2006, 120–122. [https://doi.org/10.1016/S0084-3717\(08\)70105-3](https://doi.org/10.1016/S0084-3717(08)70105-3)
- Ostman, P.-O., Hellman, M., & Sennerby, L. (2005). Direct Implant Loading in the Edentulous Maxilla Using a Bone Density–Adapted Surgical Protocol and Primary Implant Stability Criteria for Inclusion. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 7(s1), s60–s69. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00076.x>
- O’Sullivan, D., Sennerby, L., & Meredith, N. (2000). Measurements Comparing the Initial Stability of Five Designs of Dental Implants: A Human Cadaver Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2(2), 85–92. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2000.tb00110.x>
- O’Sullivan, D., Sennerby, L., Jagger, D., & Meredith, N. (2004). A Comparison of Two Methods of Enhancing Implant Primary Stability. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 6(1), 48–57. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2004.tb00027.x>
- Pai, U., Rodrigues, S., Talreja, K., & Mundathaje, M. (2018). Osseodensification – A novel approach in implant dentistry. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(3), 196. https://doi.org/10.4103/jips.jips_292_17
- Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Chuang, S.-K., & Weber, H.-P. (2014). Implant Loading Protocols for Edentulous Patients with Fixed Protheses: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(Supplement), 256–270. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g4.3>
- PenguinRFA-Manual.pdf*. (sem data).
- Rea, M., Lang, N. P., Ricci, S., Mintrone, F., González González, G., & Botticelli, D. (2015). Healing of implants installed in over- or under-prepared sites—An experimental study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 26(4), 442–446. <https://doi.org/10.1111/clr.12390>
- Rizzo, P. (2020). A review on the latest advancements in the non-invasive

- evaluation/monitoring of dental and trans-femoral implants. *Biomedical Engineering Letters*, 10(1), 83–102. <https://doi.org/10.1007/s13534-019-00126-8>
- Rodrigo, D., Aracil, L., Martin, C., & Sanz, M. (2010). Diagnosis of implant stability and its impact on implant survival: A prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 255–261. <https://doi.org/10.1111/j.16000501.2009.01820.x>
- Romanos, G. E. (2009). Bone Quality and the Immediate Loading of Implants—Critical Aspects Based on Literature, Research, and Clinical Experience. *Implant Dentistry*, 18(3), 203–209. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e3181991248>
- Sachdeva, A., Dhawan, P. & Sindwani, S. (2016). Assessment of Implant Stability: Methods and Recent Advances. *British Journal of Medicine & Medical Research*, 12(3): 1-10. <https://doi.org/10.9734/BJMMR/2016/21877>
- Santamaria-Arrieta, G., Brizuela-Velasco, A., Fernandez-Gonzalez, F., Chavarri-Prado, D., Chento-Valiente, Y., Solaberrieta, E., Dieguez-Pereira, M., Vega, J., & Yurrebaso-Asua, J. (2016). Biomechanical evaluation of oversized drilling technique on primary implant stability measured by insertion torque and resonance frequency analysis. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 0–0. <https://doi.org/10.4317/jced.52873>
- Schroeder, A., van der Zypen, E., Stich, H., & Sutter F. (1981) The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces, *J Maxillofac Surg.* 9(1):15-25. [https://doi.org/10.1016/s0301-0503\(81\)80007-0](https://doi.org/10.1016/s0301-0503(81)80007-0).
- Sennerby, L., & Meredith, N. (2008). Implant stability measurements using resonance frequency analysis: Biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontology 2000*, 47(1), 51–66. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>
- Sennerby, L. (2015). *RESONANCE FREQUENCY ANALYSIS FOR IMPLANT*. 11
- Shin, S.-Y., Shin, S.-I., Kye, S.-B., Hong, J., Paeng, J.-Y., Chang, S.-W., & Yang, S.-M. (2015). The Effects of Defect Type and Depth, and Measurement Direction on

- the Implant Stability Quotient Value. *Journal of Oral Implantology*, 41(6), 652–656. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-13-0031>
- Sjöström, M., Sennerby, L., Nilson, H., & Lundgren, S. (2007). Reconstruction of the Atrophic Edentulous Maxilla with Free Iliac Crest Grafts and Implants: A 3-Year Report of a Prospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 9(1), 46–59. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2007.00034.x>
- Swami, V., Vijayaraghavan, V., & Swami, V. (2016). Current trends to measure implant stability. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 124. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.176539>
- Szmukler-Moncler, S., Salama, H., Reingewirtz, Y., & Dubruille, J. H. (1998). Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: Review of experimental literature. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43(2), 192–203. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4636\(199822\)43:2<192::AID-JBM14>3.0.CO;2-K](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4636(199822)43:2<192::AID-JBM14>3.0.CO;2-K)
- Szmukler-Moncler, S., Piattelli, A., Favero, G. A., & Dubruille, J.-H. (2000). Considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology. *Clinical Oral Implants Research*, 11(1), 12–25. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011001012.x>
- Tanaka, K., Sailer, I., Iwama, R., Yamauchi, K., Nogami, S., Yoda, N., & Takahashi, T. (2018). Relationship between cortical bone thickness and implant stability at the time of surgery and secondary stability after osseointegration measured using resonance frequency analysis. *Journal of Periodontal & Implant Science*, 48(6), 360. <https://doi.org/10.5051/jpis.2018.48.6.360>
- Tettamanti, L, Andrisani C, Bassi MA, Vinci R, Silvestre-Rangil J, Tagliabue A (2017). IMMEDIATE LOADING IMPLANTS: REVIEW OF THE CRITICAL ASPECTS. *Oral & Implantology*, 10(2), 129. <https://doi.org/10.11138/orl/2017.10.2.129>
- Wada, M., Tsuiki, Y., Suganami, T., Ikebe, K., Sogo, M., Okuno, I., & Maeda, Y. (2015). The relationship between the bone characters obtained by CBCT and

primary stability of the implants. *International Journal of Implant Dentistry*, 1(1), 3. <https://doi.org/10.1186/s40729-014-0003-x>

Waechter, J., Madruga, M. de M., Carmo Filho, L. C., do Leite, F. R. M., Schinestsck, A. R., & Faot, F. (2017). Comparison between tapered and cylindrical implants in the posterior regions of the mandible: A prospective, randomized, split-mouth clinical trial focusing on implant stability changes during early healing: WAECHTER et al. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 19(4), 733–741. <https://doi.org/10.1111/cid.12501>

Weber, H.-P., Morton D, Gallucci GO, Rocuzzo M, Cordaro L, Grutter L. (2009). *Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Loading Protocols*. 4.

Yao, C., Ma, L., & Mattheos, N. (2017). Can resonance frequency analysis detect narrow marginal bone defects around dental implants? An *ex vivo* animal pilot study. *Australian Dental Journal*, 62(4), 433–439. <https://doi.org/10.1111/adj.12536>

Zanetti, E. M., Pascoletti, G., Cali, M., Bignardi, C., & Franceschini, G. (2018). Clinical Assessment of Dental Implant Stability During Follow-Up: What Is Actually Measured, and Perspectives. *Biosensors*, 8(3), 68. <https://doi.org/10.3390/bios8030068>

Zix, J., Hug, S., Kessler-Liechti, G., & Mericske-Stern, R. (2008). *Measurement of Dental Implant Stability by Resonance Frequency Analysis and Damping Capacity Assessment: Comparison of Both Techniques in a Clinical Trial*. 23(3),6.

VIII. ANEXOS



Comissão de Ética EGAS MONIZ

Proc. Interno nº 1091

Ex.ma Senhora
Carolina Martins

Monte de Caparica, 28 de abril de 2022.

Ex.ma Senhora,

Em resposta ao Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "Comparação de três dispositivos para avaliação da estabilidade de implantes dentários", foi aprovado por unanimidade.

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof.ª Doutora Maria Fernanda de Mesquita