

# Medição da estabilidade implantar usando RFA ao nível de pilar Multi-unit reto. Qual a variação quando usamos pilares de diferentes alturas de cinta?

Aureliana Maria Monteiro Nunes

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária  
(Ciclo Integrado)

Gandra, 5 de Agosto de 2021

Aureliana Maria Monteiro Nunes

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Medicina Dentária (Ciclo Integrado)

**Medição da estabilidade implantar usando RFA ao nível de Pilar Multi-unit reto. Qual a variação quando usamos pilares de diferentes alturas de cinta?**

Trabalho realizado sob a Orientação de Professor Doutor José Manuel Mendes

## DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais. Por terem acreditado em mim e por toda a força que me deram desde sempre. Obrigada por todo o amor e orgulho que têm em mim.

Aos meus avós, por ser uma honra os ter tão presentes neste meu percurso.

Ao meu tio, Dr. Rúben Monteiro, de quem me orgulho bastante, expresso a minha gratidão pela partilha dos valiosos conhecimentos, pela dedicação e pela oportunidade.

A toda a minha família por terem sido o meu grande pilar nesta jornada.

Ao meu orientador, Prof. Doutor José Mendes agradeço toda a disponibilidade, colaboração e conselhos.

À minha binómia, Elisete, por todos os momentos que passamos juntas e pelo apoio nesta caminhada.

Às amigas que levo desta jornada, de quem me orgulho de chamar amigas, Ana, Inês e Patrícia, obrigada por todos os momentos que partilhamos e pela amizade.

Ao Tomás, um agradecimento muito especial por tudo.

E a todas as pessoas que me acompanharam apreço a minha eterna gratidão.

## RESUMO

A estabilidade primária é um dos requisitos essenciais para a obtenção da osteointegração. Atualmente RFA tornou-se a principal ferramenta utilizada para avaliar a osteointegração de implantes dentários. O uso de "abutments" definitivos (DAs) no momento da colocação do implante foi introduzido para superar as limitações de des/reconexão de pilares de cicatrização/provisórios (PAs). O objetivo do presente estudo foi analisar a relação entre os valores do ISQ com medições realizadas diretamente à plataforma do implante e com medições realizadas ao nível do pilar protético Multi-unit Xeal NobelBiocare®.

A hipótese nula é verificar se os valores de ISQ mudam de acordo com a altura do pilar protético. Multi-unit Xeal NobelBiocare®. Foi selecionada uma amostra de osso bovino e instalou-se um implante NobelActive, NobelBiocare® de plataforma regular.

De seguida, foram inseridos as smartpeg® type 61 e type 1 na plataforma do implante e nos pilares protéticos, respetivamente. Foram realizadas três medições utilizando o dispositivo Osstell® registados os valores de ISQ nas superfícies mesial, distal, vestibular e palatino orientadas perpendicularmente ao transdutor. Os dados foram analisados em SPSS, versão 22. O valor do coeficiente de correlação intercalasse para os três momentos de medição foi de ICC=. 995. A plataforma foi o grupo cujos valores de estabilidade foram mais elevados (M=72,00, DP=0,00). Nos pilares protéticos foi observada uma tendência linear decrescente à medida que altura do pilar protético aumentava. A altura dos pilares protéticos tem um impacto significativo nas medições de RFA. Quanto maior a altura transmucosa, menor será o valor de ISQ. Clinicamente, não podem ser comparados os valores medidos na plataforma do implante com o ISQ medido nos pilares protéticos.

**PALAVRAS-CHAVE:** "Implant stability quotient"; "Primary stability"; "Secondary stability"; "multi-unit abutment"; "Ressonance frequency analysis".

## ABSTRACT

One of the essential requirements for the success of implants is to obtain good stability. Currently, RFA has become the main tool used to assess the osseointegration of dental implants. <sup>(1)</sup> The use of definitive abutments (DAs) at the time of implant placement was necessary to overcome the limitations of disconnection/reconnection of healing/temporary abutments (PAs). <sup>(2)</sup> The purpose of the present study was analyzed the relationship between ISQ values with the implant platform and with different prosthetic abutments. The null hypothesis was that ISQ values change according to the height of the prosthetic abutment. A sample was required for insertion of the implant (internal hexagon connection, 4.3x18mm). Then smartpeg type 61 and type 1 were inserted in the implant platform and in the prosthetic abutments, respectively. Three ISQ values were obtained and recorded using RFA on the mesial, distal, buccal and palatal surfaces oriented perpendicular to the transducer. Data were displayed in SPSS, version 22. The intraclass correlation coefficient value for the three execution times was ICC = .995. The platform was the group considered the highest stability values (M = 72.00, SD = 0.00). In the prosthetic abutments, a decreasing linear trend was observed as the height of the prosthetic abutment increased. The height of the prosthetic abutments has a significant impact on RFA references. The greater the transmucosal height, the lower the ISQ value. Clinically, the values measured on the implant platform cannot be compared with the ISQ measured on the prosthetic abutments.

**KEY-WORDS:** "Implant stability quotient"; "Primary stability"; "Secondary stability"; "multi-unit abutment"; "Ressonance frequency analysis".

## LISTA DE ABREVIATURAS

RFA- "Resonance Frequency Analysis"

TI- Torque de inserção

PI- "Primary stability"

SS- "Secondary stability"

ISQ- "Implant Stability Quotient"

RP- "Regular Platform"

ANOVA- Análise de variância

ICC- Coeficiente de correlação intraclassa

MBL- "Marginal Bone Loss"

DA- "Definitive abutment"

PA- "Provisional abutment"

## ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	5
2. OBJETIVO .....	7
3.MATERIAIS E MÉTODOS.....	8
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA.....	8
3.2 MATERIAL UTILIZADO .....	9
3.3 PROCEDIMENTOS.....	9
3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	11
4. RESULTADOS.....	12
5. DISCUSSÃO .....	14
6. CONCLUSÃO .....	19
7. BIBLIOGRAFIA .....	19



## 1. INTRODUÇÃO

A medicina dentária foi radicalmente transformada com a possibilidade de substituir dentes naturais (perdidos ou não restauráveis) por dispositivos artificiais implanto- suportados originando novas opções terapêuticas.<sup>(1-9)</sup> Na implantologia atual com a introdução de protocolos cirúrgicos e protéticos, tais como a colocação imediata de implantes em alvéolos pós-extracionais e carga funcional imediata, torna-se muito importante quantificar a estabilidade do implante em várias fases, para obter um prognóstico a longo prazo.<sup>(1,3-6,9-13)</sup>

O conceito de osteointegração publicado pela primeira vez por *Per-Ingvar Branemark* define o mesmo, como sendo "a conexão direta e funcional entre osso vivo e ordenado e a superfície do implante colocado em carga funcional sem a interposição dos tecidos moles".<sup>(13)</sup> Para obter uma osteointegração ideal, a estabilidade primária é um dos requisitos fundamentais.<sup>(1,3-7,9-11,13-20)</sup> Existem dois tipos de estabilidade: primária e secundária.<sup>(1,13,21)</sup> A estabilidade primária (PS) é definida como a ausência de micromovimentos axiais, laterais e rotacionais, advém da ancoragem mecânica do implante com o osso cortical.<sup>(1,19,21,22)</sup>

A densidade óssea é um dos principais fatores suscetíveis de influenciar a estabilidade primária.<sup>(13)</sup> A quantidade óssea, a preparação do leito implantar, e as características do implante, são também fatores determinantes na estabilidade primária.<sup>(11,13,20,23)</sup>

A estabilidade secundária (SS), surge da fixação secundária obtida durante o processo de remodelação e cicatrização do osso e tecido na interface osso-implante.<sup>(13,21,24)</sup> Depende principalmente, das características da superfície do implante (caraterísticas micro/nanotopográficas).<sup>(1,22)</sup>

Existem vários métodos clínicos disponíveis não invasivos propostos para avaliar a estabilidade do implante.<sup>(3,11,18)</sup> As técnicas mais difundidas são a medição do torque de inserção do implante (TI) que está relacionado com a estabilidade rotacional do implante e análise de frequência de ressonância (RFA) que mede a estabilidade axial do implante.<sup>(1,3,18)</sup>

Ambos medem dois conceitos mecânicos diferentes.<sup>(7)</sup> A determinação do TI é feita através de um torquímetro ou por uma chave dinamométrica.<sup>(5)</sup> É um método fácil, mas só pode ser

medido uma vez, na colocação do implante, não sendo possível o monitoramento da estabilidade do implante ao longo do tempo.<sup>(5)</sup> Atualmente, a análise de frequência de ressonância (RFA) tornou-se a principal ferramenta utilizada, por ser um método simples e não invasivo que permite monitorizar a estabilidade do implante ao longo do tempo e quantificar PS e SS.<sup>(1,5,6,25)</sup> RFA é medido pelo dispositivo Osstell® (*Osstell*®, *Goteborg, Suécia*).<sup>(10,25)</sup> Este dispositivo emprega um transdutor magnetizado (SmartPeg®) conectado ao implante dentário ou componente protético, que é estimulado através de pulsos magnéticos e é medida a rigidez e a deflexão do complexo osso-implante.<sup>(10,18)</sup> O valor obtido pelo Osstell® é traduzido para um índice chamado quociente de estabilidade do implante (ISQ), que varia de 1 a 100, (sendo 100 o valor da estabilidade mais alta).<sup>(1,5,7,18,19,25,26)</sup>

A prótese suportada por implante requer um componente protético, idealmente um pilar transepitelial.<sup>(25)</sup> Os pilares transepiteliais foram desenvolvidos com o intuito de não serem mais removidos durante a reabilitação protética. Desta forma é contraindicado a sua remoção na avaliação da estabilidade do implante. Assim sendo, os transdutores são colocados mais coronalmente podendo afetar os valores de ISQ, pois a distância até a interface osso/implante é maior e, portanto, pode existir uma diminuição nos valores de ISQ.<sup>(10,25)</sup>

É importante perceber se os valores de ISQ são comparáveis quando medidos ao nível da plataforma do implante e ao nível do componente protético. Sendo que existem poucos artigos na literatura, este estudo tem como objetivo analisar a relação entre os valores de ISQ medidos na plataforma do implante e ao nível dos pilares protéticos de diferentes alturas de cinta usando o dispositivo Osstell® (*Osstell*®, *Goteborg, Suécia*).

No presente estudo, foi analisada a estabilidade de um implante através de RFA com o dispositivo Osstell®. O transdutor foi aparafusado diretamente à plataforma do implante e aos vários pilares protéticos de várias alturas.

## 2. OBJETIVO

Os objetivos deste projeto de investigação, são:

1. Avaliar se as medições feitas com o Osstell® são precisas e consistentes entre si.
2. Definir se será possível comparar os valores de ISQ obtidos ao nível da plataforma do implante com os valores obtidos ao nível do pilar Multi-unit reto.
3. Verificar se existe variação nas medidas de RFA, quando se altera a altura do pilar protético.
4. Verificar a sua relação comparando estas medições com os valores obtidos nas medições na plataforma do implante.

A hipótese nula: Será que os valores de ISQ mudam de acordo com a altura do pilar protético no mesmo implante dentário?

Foram feitas várias medições com RFA entre pilares protéticos de alturas sucessivamente maiores e a plataforma do implante para avaliar a relação entre os valores de ISQ ao nível da plataforma do implante comparando com pilares com alturas progressivamente maiores.

## 3.MATERIAIS E MÉTODOS

### 3.1 Caracterização da amostra

Um joelho bovino foi selecionado como amostra do presente estudo, tentando desta forma imitar o osso edêntulo humano com uma composição semelhante de osso cortical e esponjoso. A amostra foi obtida num talho de um estabelecimento comercial.

Foi utilizado um implante NobelActive®, Nobel®, Gotenburgo, Suécia, este implante apresenta um design de espira larga, tendo a capacidade de atingir facilmente alta estabilidade primária, em casos de ossos de baixa qualidade/densidade. Do ponto de vista protético este implante possui uma conexão cônica combinada com um hexágono interno, capaz de assegurar uma elevada estabilidade mecânica e um selamento biológico adequado. Tem um conceito de “platform switching” que permite a manutenção do volume de tecido periimplantar ao longo do tempo. <sup>(22)</sup> Foi selecionado um implante com um diâmetro de 4,3 (RP) e comprimento 18mm.



Figura 1 - Implante dentário NobelActive, TiUltra RP (4,3x18) mm

Foram utilizados pilares protéticos Multi Unit, Xeal Conical Connection RP, NobelBiocare® com alturas de cinta (1,5mm; 2,5mm;3,5mm;4,5mm).

O dispositivo Osstell® (Osstell®, Goteborg) selecionado, utiliza um sistema sem fios para a análise da frequência de ressonância (num intervalo de 1100 a 10.000 Hz).

### 3.2 Material utilizado

- Secção óssea de joelho bovino;
- Kit de implantologia NobelActive® PureSet;
- Motor Surgical Pro NSK;
- Implante NobelActive® TiUltra RP (4,3x18mm) com conexão cônica interna;
- Pilares protéticos Multi Unit, Xeal Conical Connection RP NobelBiocare® com alturas de cinta de 1,5mm; 2,5mm; 3,5mm e 4,5mm.
- Chave dinamométrica (Meg-torq®, Megagen®, Gyeongsang, Coreia do Sul);
- Dispositivo Osstell® (Osstell®, Goteborg, Suécia);
- Teste peg;
- Smartpeg® Mount.

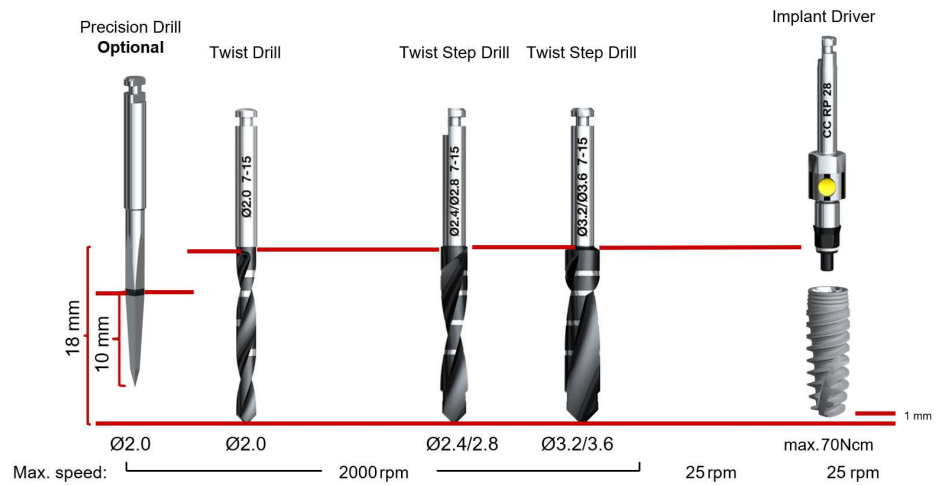
### 3.3 Procedimentos

A amostra de osso bovino utilizada neste estudo foi adquirida num talho, a amostra foi removida do frigorífico e esperou-se 4 horas para ficar à temperatura ambiente. Antes da preparação do leito implantar utilizou-se o Test peg para calibrar o dispositivo Osstell®.

De seguida, preparou-se o leito implantar utilizando o motor Surgical Pro da NSK® e o Kit cirúrgico NobelActive® PureSet, utilizando o protocolo preconizado para osso médio e instalou-se o implante NobelActive® de dimensões 4,3x18mm.

Iniciou-se a trepanação utilizando a broca lança (Precision Drill) a uma profundidade de 10 mm, e velocidade de 1200 rpm, as brocas seguintes 2.0 (Twist Drill), 2.4/2.8 (Twist Step Drill) e 3.2/3.6 (Twist Step Drill) foram utilizadas a uma profundidade de 18mm e a 800rpm. Posteriormente procedeu-se à colocação do implante NobelActive® (4.3x18mm) utilizando o Implant Driver RP, a 30N/cm. Durante a inserção do implante, este parou aos 30 N/cm e o torque foi aumentado para 50 N/cm. Quando o implante voltou a parar, foi feito o desaperto do implante para diminuir o torque e de seguida foi utilizada a chave NobelActive Manual Torque Wrench Surgical® para a instalação do implante na sua posição final. O torque de inserção foi medido com a chave de torque, sendo que foi superior a 70 N/cm (Figura 2).

Drill protocol implant NobelActive® RP Ø4.3x18 mm in medium-density bone



6

Figura 2 - Colocação do implante dentário Implante Nobel Active TiUltra RP (4,3x18 mm)

Após a inserção do implante dentário, foi introduzida a smartpeg® type 61 diretamente na plataforma do implante com torque manual de aproximadamente 4-6 N/cm de acordo com as instruções do fabricante (Osstell®, Goteborg, Suécia), com o auxílio do posicionador de plástico. Todas as medidas foram feitas em quatro direções: mesial, distal, vestibular e lingual (Figura 3).

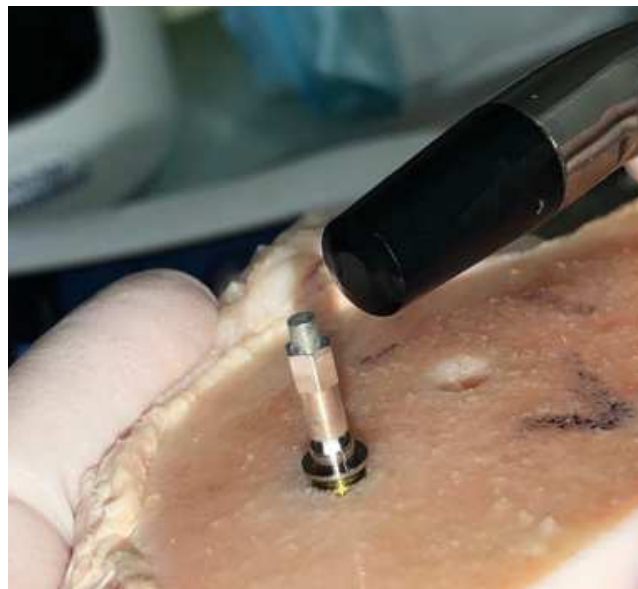


Figura 3 - Medição de ISQ com o dispositivo OSSTELL® (Osstell®, Goteborg, Suécia).

O valor obtido pelo Osstell<sup>®</sup>, é automaticamente convertido em valores ISQ, variando de 1 a 100. Após a medição, a smartpeg foi desaparafusada e inseriu-se o Multi-unit (Xeal RP, Nobel Biocare<sup>®</sup>) com altura de cinta de 1,5 mm. Este Multi-unit foi aparafusado com um torque de 30N/cm<sup>2</sup> utilizando-se o torquímetro calibrado digital (Meg-torq<sup>®</sup>, Megagen<sup>®</sup>, Gyeongsang, Coreia do Sul). No abutment (Multi-unit), o componente smartpeg<sup>®</sup> tipo 1 foi inserido com torque manual de aproximadamente 4 a 6 N/cm e foram realizadas todas as medidas com o dispositivo Osstell<sup>®</sup>. Após as medições, a smartpeg<sup>®</sup> e o abutment com altura de 1,5mm foram desaparafusados. Este procedimento repetiu-se para os Multi-unit de 2,5mm; 3,5mm e 4,5mm de altura de cinta.

Todas as medições de RFA foram feitas três vezes para cada grupo nas superfícies mesial, distal, vestibular e palatina.

### 3.4 Análise estatística

A análise de dados foi realizada no SPSS, versão 22. Para as estatísticas descritivas foram calculadas médias e desvios padrão no caso das medições de estabilidade dos implantes dentários. A avaliação da concordância entre as medições de ISQ efetuadas através da análise de frequência de ressonância (RFA) e depois convertidas para ISQ (quociente de estabilidade implantar) com o dispositivo Osstell (Osstell, Goteborg, Suécia) foi efetuada com o coeficiente de correlação intraclassa, considerando o método *two-way mixed – consistency*, uma vez que cada medida corresponde a um resultado singular e não à média de outras medidas. Os pontos de corte considerados para o ICC foram <0.5, 0.5-0.75, 0.75-0.9 e >0.9 para resultados de consistência pobres, moderados, bons e excelentes, respetivamente.

A comparação das medições da estabilidade dos implantes dentários pela altura do pilar protético, pela localização e pela interação entre a altura do pilar protético e localização foi efetuada recorrendo a ANOVA bi-fatorial. Para tal foram avaliados e considerados cumpridos os pressupostos da normalidade (teste Shapiro-Wilk,  $p > .05$ ) e homogeneidade de variâncias (teste de Levéne,  $p > .05$ ). Especificamente na ANOVA bi-fatorial foram calculadas as estatísticas F e  $\eta^2$  ( $\eta^2$ ). Relativamente à estatística F, a significância estatística indicou a existência de diferenças entre pelo menos duas categorias para cada

uma das variáveis independentes consideradas (altura do pilar protético e localização) e ainda para a interação entre as duas. Esta estatística foi complementada com o cálculo da estatística de múltiplas comparações de Tukey que avaliou de forma consecutiva as comparações entre todas as categorias de cada variável independente. O tamanho do efeito, avaliado pelo  $\eta^2$  mediu a magnitude das diferenças encontradas de acordo com os pontos de corte sugeridos por Cohen (1988): 0.01, 0.06 e 0.14 para efeito fraco, moderado e elevados. A rejeição da hipótese nula baseou-se no critério habitual para a significância estatística de  $p < .05$ .<sup>(27)</sup>

## 4. RESULTADOS

As medições de estabilidade do implante dentário na plataforma do implante e nos diferentes pilares protéticos, foram avaliados através de análise de frequência de ressonância (RFA) e foram convertidos para (ISQ) (quociente de estabilidade implantar) com o dispositivo Osstell® (Osstell®, Goteborg, Suécia).

Foram realizadas 60 medições no total, 3 repetições distribuídas pelas quatro diferentes alturas dos pilares protéticos (1.5 mm, 2.5 mm, 3.5 mm e 4.5 mm) e plataforma do implante e pelas quatro localizações (mesial, distal, vestibular e palatina).

Em primeiro lugar são apresentados os resultados relativos à consistência das três medições efetuadas. O valor do coeficiente de correlação intraclassa (ICC) para os três momentos de medição foi de ICC=.995, o que mostra que as três medições foram extremamente precisas e consistentes entre si. De seguida são apresentados os resultados para as comparações da estabilidade implantar por grupo e localização.

Foram observadas diferenças estatisticamente significativas para as comparações entre os grupos,  $F_{(40,4)} = 2136.50$ ,  $p < .001$ , com tamanho de efeito elevado ( $\eta^2 = 1.00$ ). Observando os valores totais em coluna, a medição feita à plataforma do implante foi o grupo cujos valores de estabilidade foram mais elevados ( $M = 72,00$ ,  $DP = 0,00$ ), com diferenças estatisticamente significativas para todas as restantes alturas da cinta do Multi-Unit. Foram também encontradas diferenças estatisticamente significativas entre todas as alturas ( $p < .001$ ), observando-se uma tendência linear decrescente à medida que altura do pilar protético aumentava.



Foram também observadas diferenças estatisticamente significativas para as comparações pelas localizações dos pilares protéticos,  $F_{(40,3)} = 110.13$ ,  $p < .001$ , com tamanho de efeito elevado ( $\eta^2 = 0.89$ ). Ao analisar em maior detalhe, destacam-se as comparações das localizações mesial, distal e vestibular, com diferenças estatisticamente significativas entre si ( $p < .001$ ) e para com as localizações vestibular e palatina ( $p < .001$ ); entre estas duas últimas localizações não foram observadas diferenças significativas. A localização mesial ( $M = 66.67$ ,  $DP = 4.01$ ) e distal ( $M = 66.33$ ,  $DP = 4.17$ ) obtiveram valores médios de ISQ mais elevados, em contraste com as restantes onde foram observados valores médios mais baixos.

Quando se considera a interação entre a altura do pilar protético e o local da medição foram mais uma vez identificadas diferenças estatisticamente significativas,  $F_{(40, 19)} = 109.30$ ,  $p < .001$ , com tamanho de efeito elevado ( $\eta^2 = 0.97$ ). Este efeito foi obtido pela variação detetada na média de ISQ dos pilares com altura de cinta de 1.5 mm, cujas médias foram mais elevadas em mesial ( $M = 70.67$ ,  $DP = 0.58$ ) e distal ( $M = 70.33$ ,  $DP = 0.58$ ), em comparação com vestibular ( $M = 64.00$ ,  $DP = 0.00$ ) e palatino ( $M = 63.67$ ,  $DP = 0.58$ ) (Tabela 1, Figura 4).<sup>(28)</sup>

Tabela 1 - ANOVA bifatorial para as comparações da estabilidade dos implantes dentários por altura de pilar protético e localização

<i>Altura do pilar protético</i>	<i>Localização</i>				
	<i>Mesial</i>	<i>Distal</i>	<i>Vestibular</i>	<i>Palatina</i>	<i>Total</i>
Plataforma	72.00 (0.00)	72.00 (0.00)	72.00 (0.00)	72.00 (0.00)	72.00 (0.00)
Pilar protético 1.5 mm	70.67 (0.58)	70.33 (0.58)	64.00 (0.00)	63.67 (0.58)	67.17 (3.51)
Pilar protético 2.5 mm	64.00 (0.00)	64.00 (0.00)	64.00 (0.00)	64.00 (0.00)	64.00 (0.00)
Pilar protético 3.5 mm	64.00 (0.00)	63.00 (0.00)	63.00 (0.00)	63.00 (0.00)	63.25 (0.45)
Pilar protético 4.5 mm	62.67 (0.58)	62.33 (0.58)	63.00 (0.00)	63.00 (0.00)	62.75 (0.45)
<b>Total</b>	66.67 (4.01)	66.33 (4.17)	65.20 (3.55)	65.13 (3.58)	65.83 (3.80)
Comparações (ANOVA)					
por Grupo	$F_{(40,4)} = 2136.50$ , $p < .001$ ( $\eta^2 = 1.00$ )				
por Localização	$F_{(40,3)} = 110.13$ , $p < .001$ ( $\eta^2 = 0.89$ )				
por Grupo x Localização	$F_{(40,19)} = 109.30$ , $p < .001$ ( $\eta^2 = 0.97$ )				

**Nota: Resultados apresentados no formato M(DP); testes de múltiplas comparações de Tukey com diferenças estatisticamente significativas entre todos os grupos ( $p < .001$ ) e entre todas as localizações ( $p < .001$ ), exceto palatina vs vestibular**

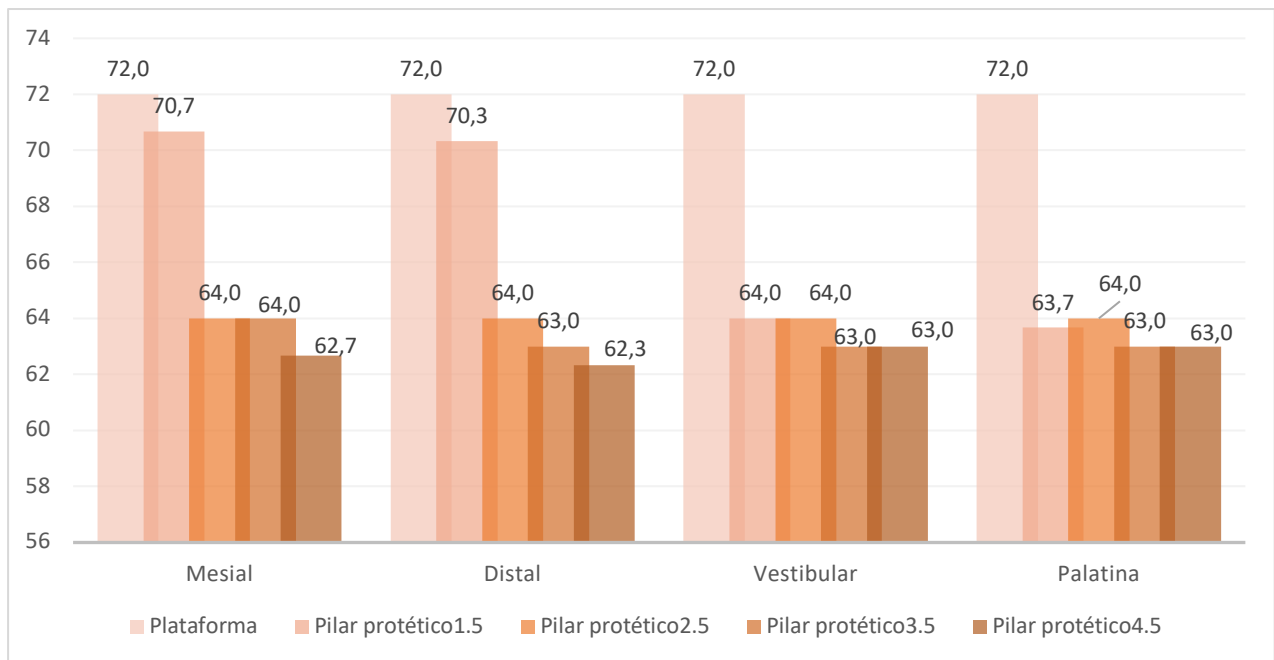


Figura 4 - Estabilidade média dos implantes dentários considerando altura e localização

## 5. DISCUSSÃO

Os implantes dentários são considerados a melhor opção de tratamento para substituir dentes não restauráveis ou perdidos.<sup>(7)</sup>

O design do implante pode ser classificado de acordo com a sua macroestrutura que está relacionada com o tamanho, desenho, número e profundidade das espiras e de acordo com a sua microestrutura que por sua vez está relacionada à constituição do material, morfologia e tratamento de superfície.<sup>(29-31)</sup> Os implantes dentários podem ser divididos de acordo com o seu formato, os tipos de conexões protéticas, o tratamento de superfície e a rugosidade. O formato pode ser cilíndrico, cônico ou híbrido; o tipo de conexão pode ser hexágono externo, interno, conexão tipo cone morse, entre outros menos divulgados.<sup>(32)</sup> A pesquisa constante revela que, variações subtis na forma, no comprimento e na largura dos implantes poderão influenciar o sucesso da osseointegração.<sup>(33)</sup>

O conceito de osseointegração definido pela primeira vez por *Brånemark et al.*<sup>(13)</sup> evoluiu ao longo do tempo e atualmente a definição aceite universalmente e seguida por muitos autores foi proposta por *Zarb e Albrektsson*. Estes autores, sugeriram uma definição mais clínica baseada em critérios de estabilidade como sendo “o processo no qual se verifica uma fixação rígida, clinicamente assintomática e estável, entre materiais aloplásticos e o tecido ósseo, durante as cargas funcionais.”<sup>(34)</sup>

Uma vez que a estabilidade primária é um elemento tão importante e pode ditar o sucesso ou fracasso da terapia de implantes, esta, foi estudada por vários autores.<sup>(12-</sup>

<sup>14,17)</sup> É definida por ausência de mobilidade no leito implantar preparado após a inserção do implante dentário. A estabilidade primária do implante pode ser avaliada através do registo do TI ou através da avaliação do ISQ. O monitoramento e quantificação da estabilidade fornece informações objetivas sobre a osteointegração melhorando a decisão do melhor momento para efetuar a carga sobre o mesmo.<sup>(7)</sup> Valores mais altos de ISQ estão supostamente associados a maior estabilidade do implante e osteointegração mais rápida.<sup>(35)</sup>

A interpretação clínica geral dos valores de ISQ é definida pelo fabricante da seguinte forma: valor de ISQ <60 apresenta alto risco de fracasso; valor de ISQ entre 60-90 corresponde à melhor integração possível.<sup>(36)</sup> Tem sido descrito também que os implantes osteointegrados apresentam valores de ISQ que variam tipicamente entre 57-82.<sup>(37)</sup>

Diferentes técnicas foram descritas para a avaliação da estabilidade do implante, no entanto a análise de frequência de ressonância (RFA) foi estabelecida como uma medida quantitativa não-invasiva e reprodutível de análise da integração do implante, sendo possível avaliar as alterações da estabilidade do implante ao longo do tempo. É o principal método usado para avaliar a estabilidade do implante e mais sensível para detetar alterações na sua estabilidade comparando com exames clínicos e

radiográficos convencionais.<sup>(7,25)</sup> Exibe a microbilidade do implante, que pode ser influenciada pela densidade óssea, entre diversos fatores.<sup>(7)</sup>

O torque de inserção introduzido por *Johansson e Strid* é descrito igualmente como um método não invasivo para registar a estabilidade primária do implante (TI).

A TI é o momento de força necessário para assentar o implante no local da osteotomia. A sua determinação pode ser feita por um torquímetro incorporado na unidade de perfuração ou por uma chave dinamométrica durante a inserção do implante. A desvantagem deste método é não ser possível o monitoramento da estabilidade do implante a longo prazo, sendo unicamente registado o momento da colocação do implante.<sup>(7)</sup> Para alcançar a estabilidade primária, principalmente em casos de carga imediata, é necessário um valor mínimo de torque de inserção de 35 N/cm, porém ainda não há um consenso sobre o valor máximo.<sup>(38)</sup>

O ISQ, tradicionalmente é medido aparafusando um transdutor (Smartpeg®) diretamente no implante.<sup>(25)</sup> O protocolo protético padrão para tratamento com implantes apresenta como limitação a necessidade de desconetar e reconetar os componentes protéticos.<sup>(39)</sup> Esta necessidade de troca frequente de componentes leva à rutura dos hemidesmossomas provocando perda óssea marginal (MBL).<sup>(7,39)</sup>

As próteses implantosuportadas devem ter idealmente um pilar transmucoso.<sup>(25)</sup> Com o intuito de minimização de traumas de tecidos moles e duros, o protocolo de "one abutment-one time" foi introduzido como um método protético minimamente invasivo. O conceito foi definido como uma técnica de restauração de plataforma comutada imediata usando apenas um "abutment" definitivo (DA) em vez de um "abutment" provisório (PA) ou pilar de cicatrização conetado diretamente à plataforma do implante.<sup>(7,39)</sup> Nos casos que seguem o conceito de troca de "abutment", a desconexão/reconexão frequente de PAs podem causar mais perda óssea marginal do que ADs. O uso de DAs melhora a adaptação do tecido mole, e a aderência hemidesmossomal entre o tecido mole e o titânio, evitando possível contaminação na interface implante-pilar e, posteriormente, reduzindo a perda de osso marginal.<sup>(39,40)</sup> Para evitar o rompimento das junções hemidesmossomais, o número de desaparafusamentos do PA, antes da sua inserção final, deve ser diminuído a zero. Além disso, as próteses aparafusadas parecem ser mais vantajosas do que as

cimentadas, evitando assim o risco de invasão e infiltração de cimento no espaço biológico.<sup>(41)</sup>

Deste modo, foram desenvolvidos transdutores que podem ser aparafusados diretamente aos pilares protéticos, evitando assim a necessidade de desconexão / reconexão dos pilares protéticos quando queremos avaliar a estabilidade do implante através de RFA.<sup>(7)</sup>

A avaliação da estabilidade torna-se assim mais simples e mais conveniente para o clínico, pois o transdutor está localizado mais coronal (no topo do abutment). Este método é também vantajoso, em casos de baixa estabilidade implantar, devido à ausência de forças no sentido anti-horário, para remoção do pilar protético. Por outro lado, aparafusar o transdutor no "abutment" e não diretamente na plataforma do implante pode influenciar os valores ISQ, pois o transdutor é apertado numa posição mais coronal, mais longe do osso do que quando aparafusado na plataforma do implante. Deste modo ao medir RFA pode ser produzida uma maior vibração, tendo como resultado uma alteração dos valores de ISQ obtidos. Isto deve-se à diferença de altura acima do osso. Por essa razão, é necessário avaliar se as medições de ISQ são comparáveis quando os transdutores são aparafusados diretamente à plataforma do implante ou ao nível dos pilares protéticos.<sup>(7)</sup>

Segundo outros autores a rigidez da interface implante / tecido, a distância do transdutor ao primeiro contato ósseo, o comprimento do pilar e a reabsorção do osso marginal têm influência no valor de RFA.<sup>(15)</sup>

*Tallarico et al. (2017)*, realizou uma revisão sistemática e meta-análise com o objetivo de avaliar se as desconexões e reconexões repetidas do abutment têm algum impacto na perda óssea marginal periimplantar (MBL) e na cicatrização do tecido mole. Foram incluídos 14 artigos, onde encontraram mais complicações biológicas nos casos em que PA foi usado. Também foi relatado perda óssea média significativamente menor quando DA foi usado. Os autores recomendaram a colocação de rotina do DA com a colocação simultânea do implante. Deve ser considerado cuidadosamente a colocação de DA nos casos em que margens de restauração posicionadas mais apicalmente são necessárias. Nessa situação específica, a conexão entre o implante e o abutment, a

posição e macro-design do implante e um protocolo de colocação do implante parecem ter maior influência na remodelação óssea inicial. A maior parte da literatura científica tem confirmado que o uso de um procedimento protético com o objetivo de minimizar a desconexão e reconexão do abutment parece diminuir as alterações do nível ósseo periimplantar.<sup>(7,42)</sup>

*Lages et al (2017)*, realizou um estudo transversal onde se analisou os valores de ISQ de 31 implantes com conexão externa (4.1x 10mm) com o transdutor aparafusado diretamente no implante e em pilares de 1 e 5 mm de altura. Os autores obtiveram valores de ISQ de  $(88,27 \pm 5,70)$ ,  $(72,75 \pm 4,73)$  e  $(66,67 \pm 3,67)$ , respetivamente, e concluíram que quanto maior é a altura do pilar transmucoso, menor o valor de ISQ obtido. Devido á importância clínica e aos resultados obtidos, Lages et al recomendaram a padronização do local de medição, (seja na plataforma ou abutment) com o objetivo de permitir um monitoramento longitudinal do implante e não ter diagnósticos errados. Os autores também sugerem a realização de novos estudos de modo a estabelecer uma formula matemática para equacionar o valor ISQ medido na plataforma e em diferentes alturas de abutment transmucoso.<sup>(7,25)</sup>

Os resultados obtidos deste estudo sugerem que os valores de ISQ obtidos no pilar protético não podem ser comparados com os valores da plataforma. Quanto maior a altura do pilar protético, menor tende a ser o valor ISQ. Estes resultados podem ser justificados devido à altura transmucosa do pilar, ou seja, quando a sonda do dispositivo Osstell® se aproxima da Smartpeg a medição é realizada à distância da plataforma do implante.

Na prática clínica, o ISQ medido no abutment não pode ser comparado com os valores medidos na plataforma do implante.

Este estudo tem algumas limitações pois só foi utilizado um implante, não se sabendo se o diâmetro do implante e o comprimento bem como o tipo de conexão poderá ter algum impacto nos valores obtidos. Sugere-se a realização de novos estudos com diâmetros, comprimentos e conexões de implantes diferentes, de forma a validar os resultados obtidos neste estudo.

## 6. CONCLUSÃO

Com base nos experimentos do presente estudo, a metodologia aplicada e os resultados obtidos, concluímos o seguinte:

1. Não é possível comparar os valores de ISQ obtidos através de RFA na plataforma do implante com os valores obtidos ao nível dos pilares protéticos.
2. A altura do componente protético teve um impacto significativo nas medições de RFA.
3. Quanto maior a altura do “abutment” transmucoso, menor é o valor de ISQ.
4. Na prática clínica é sugerido que os valores de ISQ medidos ao nível do “abutment” não podem ser comparados com as medições feitas na plataforma do implante.

## 7. BIBLIOGRAFIA

1. Zita Gomes R, De Vasconcelos MR, Lopes Guerra IM, De Almeida RAB, De Campos Felino AC. Implant Stability in the Posterior Maxilla: A Controlled Clinical Trial. *Biomed Res Int*. 2017;2017: 6825213.
2. Huang H, Xu Z, Shao X, Wismeijer D, Sun P, Wang J, et al. Multivariate linear regression analysis to identify general factors for quantitative predictions of implant stability quotient values. *PLoS One* 2017 Oct 30;12(10):0187010.
3. Baldi D, Lombardi T, Colombo J, Cervino G, Perinetti G, Di Lenarda R, et al. Correlation between insertion torque and implant stability quotient in tapered implants with knife-edge thread design. *Biomed Res Int* 2018 May 15;2018:7201093.
4. MSc DWDO, PhD FOC, MSc FSL. Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018 Feb;20(1):26-33.

5. Carmen Díaz-Castro M, Falcao A, López-Jarana P, Falcao C, Ríos-Santos JV, Fernández-Palacín A, et al. Repeatability of the resonance frequency analysis values in implants with a new technology. *Med Oral Patol Oral y Cir Bucal* 2019 Sep 1;24(5):636–42.
6. Tanaka K, Sailer I, Iwama R, Yamauchi K, Nogami S, Yoda N, et al. Relationship between cortical bone thickness and secondary stability after osseointegration measur implant stability at the time of surgery and secoed using resonance frequency analysis. *J Periodontal Implant Sci* 2018 Dec 27;48(6):360–72.
7. Paula L, Mar C, Falc A, Blanca R, Fernandez-palac A, Jos R, et al. Is It Possible to Monitor Implant Stability on a Prosthetic Abutment ? An In Vitro Resonance Frequency Analysis. *Int J Environ Res Public Health* 2020 Jun 8;17(11):4073.
8. Torres-lagares D. Analysis of marginal bone loss and implant stability quotient by resonance frequency analysis in different osteointegrated implant systems . Randomized prospective clinical trial. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2019 Mar 1;24(2):260-264.
9. Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the implant surgical technique affect the primary and/or secondary stability of dental implants? A systematic review. *Int J Dent* 2014;2014:204838.
10. Guerrero-González M, Monticelli F, García-Martín DS, Herrero-Climent M, Ríos-Carrasco B, Ríos-Santos JV, et al. Reliability of the resonance frequency analysis values in new prototype transepithelial abutments: A prospective clinical study. *Int J Environ Res Public Health* 2020 Sep 16;17(18):6733.
11. Sarfaraz H, Johri S, Sucheta P, Rao S. Study to assess the relationship between insertion torque value and implant stability quotient and its influence on timing of functional implant loading. *J Indian Prosthodont Soc* Apr-Jun 2018;18(2):139–146.
12. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance Frequency Analysis of One- Stage Dental Implant Stability During the Osseointegration Period. *J Periodontol* 2005 Jul;76(7):1066-71.
13. Santos MJDS. Estabilidade primária de implantes. Monogr apresentada à Univ Fernando Pessoa. 2011;51 f.
14. Kästel I, de Quincey G, Neugebauer J, Sader R, Gehrke P. Does the manual insertion torque of smartpegs affect the outcome of implant stability quotients (ISQ) during resonance frequency analysis (RFA)? *Int J Implant Dent* 2019 Dec; 5:42.



15. Herrero-climent M, Díaz-castro CM, Fernández C, Falcao C, Javier F, Ríos-santos JV. Resonance frequency analysis by the Osstell system , using the transducer screwed to different healings abutments. *Rev Port Estomatol Med Den Ci Maxilofac* 2017; 58:91–96.
16. Geckili O, Cilingir A, Bural C, Bilmenoglu C, Bilhan H. Determination of the optimum torque to tighten the smartpegs of magnetic resonance frequency analyses devices: An ex vivo study. *J Oral Implantol* 2015;41 (6):252–6.
17. H H, G W, E H. The clinical significance of implant stability quotient (ISQ) measurements: A literature review. *J Oral Biol Craniofacial Res* Oct-Dec; 10(4):629–38.
18. Staedt H, Palarie V, Staedt A, Wolf JM, Lehmann KM, Ottl P, et al. Primary Stability of Cylindrical and Conical Dental Implants in Relation to Insertion Torque-A Comparative Ex Vivo Evaluation. *Implant Dent* 2017 Apr;26(2):250–5.
19. Aragoneses JM, Aragoneses J, Brugal VA, Gomez M, Suarez A. Relationship between implant length and implant stability of single-implant restorations: A 12-month follow-up clinical study. *Medicina(Kaunas)* 2020 May 27;56(6):263.
20. Buyukguclu G, Ozkurt-kayahan Z, Kazazoglu E. Reliability of the Osstell Implant Stability Quotient and Penguin Resonance Frequency Analysis to Evaluate Implant Stability. *Implant Dent* 2018 Aug 27(4):429–433.
21. Kim JM, Kim SJ, Han I, Shin SW, Ryu JJ. A comparison of the implant stability among various implant systems: Clinical study. *J Adv Prosthodont* 2009 Mar;1(1):31–6.
22. Han CH, Mangano F, Mortellaro C, Park KB. Immediate loading of tapered implants placed in postextraction sockets and healed sites. *J Craniofac Surg* 2016 Jul;27(5):1220–7.
23. Bafijari D, Benedetti A, Stamoski 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 Dec 15;7(23):4110–5.
24. Chen M, Lyons K, Tawse-Smith A, Ma S. Resonance Frequency Analysis in Assessing Implant Stability: A Retrospective Analysis. *Int J Prosthodont* 2019 Jul/Aug 2019;32(4):317–26.
25. Lages FS, Douglas-de-oliveira DW, Ibelli S, Assaf F, Queiroz TP, Costa FO. Relationship between implant stability on the abutment and platform level by means of resonance frequency analysis : A cross- sectional study. *PLoS One* 2017 Jul 24;12(7):0181873.

26. Andersson P, Pagliani L, Verrocchi D, Volpe S, Sahlin H, Sennerby L. Factors Influencing Resonance Frequency Analysis (RFA) Measurements and 5-Year Survival of Neoss Dental Implants. *Int J Dent* 2019;2019:3209872.
27. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Second Edi. New York; 1988. 579 p.
28. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 2016 Jun;15(2):155–63.
29. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clin Oral Implants Res* 2010 Feb;21(2):129–36.
30. Chang CL, Chen CS, Huang CH, Hsu ML. Finite element analysis of the dental implant using a topology optimization method. *Med Eng Phys* 2012 Sep;34(7):999–1008.
31. Desai SR, Desai MS, Katti G, Karthikeyan I. Evaluation of design parameters of eight dental implant designs: A two-dimensional finite element analysis. *Niger J Clin Pract* Apr-Jun 2012;15(2):176–81.
32. Elias CN, Oshida Y, Lima JHC, Muller CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater* 2008 Jul;1(3):234–42.
33. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent* 2005 Oct;94(4):377–81.
34. Charatchaiwanna A, Rojsiraphisa T, Aunmeungtong W, Reichart PA, Khongkhunthian P. Mathematical equations for dental implant stability patterns during the osseointegration period, based on previous resonance frequency analysis studies. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019 Aug;21(5):1028–40.
35. Gültekin A, Şirali A, Gültekin P, Ersanlı S. Clinical evaluation of the stability of implants placed at different supracrestal levels. *J Istanbul Univ Fac Dent* 2016 Oct 1;50(3):21–31.
36. Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, Lázaro-Calvo P, Fernández-Palacín A, Bullon P. Resonance frequency analysis-reliability in third generation instruments: Osstell mentor®. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012 Sep 1;17(5):801-6.
37. Park J-C, Lee J-W, Kim S-M, Lee J-H. Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA, Rapidly Evolving Practice. 2011;5:111-30.

38. Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013 Apr;42(4):516–20.
39. Atieh MA, Tawse-Smith A, Alsabeeha NHM, Ma S, Duncan WJ. The One Abutment–One Time Protocol: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Periodontol* 2017 Nov;88(11):1173–85.
40. Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. Load-bearing capacity of zirconia crowns screwed to multi-unit abutments with and without a titanium base: An in vitro pilot study. *Materials (Basel)* 2019 Oct;12(19):3056.
41. Bambini F, Orilisi G, Quaranta A, Memè L. Biological oriented immediate loading: A new mathematical implant vertical insertion protocol, five-year follow-up study. *Materials (Basel)* 2021 Jan;14(2):387.
42. Tallarico M, Caneva M, Meloni SM, Xhanari E, Covani U, Canullo L. Definitive Abutments Placed at Implant Insertion and Never Removed: Is It an Effective Approach? A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *J Oral Maxillofac Surg* 2018 Feb;76(2):316–24.