

FACSETE - facultade sete lagoas

ABO - Associação Brasileira de Odontologia - SANTOS

ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTOLOGIA

JUAN ELOY CASTILLO CÁCERES

ESTABILIDADE PRIMÁRIA COMO BASE PARA A

OSSEOINTEGRAÇÃO PERI-IMPLANTAÇÃO

Santos - SP

2022

JUAN ELOY CASTILLO CÁCERES

ESTABILIDADE PRIMÁRIA COMO BASE PARA A
OSSEOINTEGRAÇÃO PERI-IMPLANTAÇÃO

Monografia apresentada na
Facsete - Faculdade de Sete
Lagoas, como requisito para a
obtenção do título de especialista
em implantologia. Sob a direção do
Professor Dr. Eduardo G. M.
Mangolin.

Santos – SP

2022

FICHA CATALOGRAFICA

Castillo, Juan Eloy

Estabilidade primária como base para a osseointegração periimplantar

Juan Eloy Castillo Cáceres, 2022

42 folhas

Santos, Sao Paulo, 2022

Orientador : Prof. Prof. Dr. Eduardo G. M. Mangolin

palavras chave:

Estabilidade primária, análise de frequência de ressonância, torque de inserção.

JUAN ELOY CASTILLO CÁCERES

ESTABILIDADE PRIMÁRIA COMO BASE PARA A
OSSEOINTEGRAÇÃO PERI-IMPLANTAÇÃO

Esta monografia foi julgada e aprovada para obter o título de especialista em implantologia através do FACSETE - FACULDADE SETE LAGOAS.

Santos, 30 de setembro de 2022

Orientador Prof. Dr. Eduardo Guimarães Moreira Mangolin

1º Examinador Prof. Dr. Valter Castro Alves

2º Examinador Prof. Dr. José Carlos Curvelo

RESUMO

O principal objetivo desta monografia é destacar a importância de se alcançar a estabilidade primária ou retenção mecânica ao instalar implantes dentários, que é condicionada por diferentes fatores, mas depende fundamentalmente da técnica cirúrgica, do desenho do implante e das características do osso receptor. A estabilidade secundária adequada (osseointegração) depende, em grande parte, deste primeiro passo. Há muitos métodos para quantificar a estabilidade primária, desde métodos invasivos até métodos menos traumáticos.

PALAVRAS CHAVE: Estabilidade primária, análise de frequência de ressonância, torque de inserção.

ABSTRACT

The main objective of this monograph is to highlight the importance of achieving primary stability or mechanical retention when installing dental implants, which is conditioned by different factors, but fundamentally depends on the surgical technique, the implant design and the characteristics of the receptor bone. Adequate secondary stability (osseointegration) depends to a great extent on this first step. There are many methods to quantify primary stability, from invasive ones to less traumatic ones.

KEY WORDS: Primary stability, Resonance frequency analysis, insertion torque.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	classificação da qualidade ósea	18
Figura 2	Classificação da quantidade ósea	19
Figura 3	Classificação da densidade óssea de acordo com a Misch	21
Figura 4	Características básicas de desenho de macro implantes	25
Figura 5	Formas básicas de rosca de implante	26
Figura 6	Tipos de roscas de implantes	28
Figura 7	Ângulo apical da face de um implante	29

ABREVIACOES E SIGLAS

EP	Estabilidade primária
AFR	Análise de freqncia de ressonância
ISQ	Coeficiente de Estabilidade do Implante
CBCT	Tomografia computadorizada de feixe cnico
FOV	Campo de visão tomográfico
TI	Torque de insero
BIC	Contato com osso de implante

RESUMO

1 INTRODUÇÃO	11
2 PROPOSIÇÃO	13
3 REVISÃO DE LITERATURA	14
3.1 CARACTERÍSTICAS DO OSSO RECEPTOR	18
3.1.1 QUALIDADE DO LEITO ÓSSEO	
3.1.2 QUANTIDADE DO LEITO ÓSSEO	
3.2 PROJETO DO IMPLANTE	23
3.2.1 FORMA DO IMPLANTE	
3.2.2 COMPRIMENTO E DIÂMETRO DO IMPLANTE	
3.2.3 PASSO DE ROSCA	
3.2.4 LARGURA DA ROSCA	
3.2.5 PROFUNDIDADE DE ROSCA	
3.2.6 ÂNGULO DE ROSCA HELICOIDAL	
3.2.7 ÂNGULO DA FACE APICAL DA ROSCA	
3.3 TÉCNICA CIRÚRGICA	30
3.3.1 SUBFRESAGEM	
3.3.2 COM OSTEOTOMOS	

3.3.3 BICORTICALIZAÇÃO	
3.4 MÉTODOS DE MEDIÇÃO ESTABILIDADE PRIMÁRIA	32
3.4.1 MÉTODOS INVASIVOS	
3.4.1.1 AVALIAÇÃO HISTOMORFOMÉTRICA	
3.4.1.2 REMOÇÃO DO TORQUE REVERSO	
3.4.2 MÉTODOS NÃO-INVASIVOS	
3.4.2.1 TORQUE DE INSERÇÃO	
3.4.2.2 TESTES DE PERCUSSÃO	
3.4.2.3 AVALIAÇÃO RADIOGRÁFICA	
3.4.2.4 PERIO TESTE	
3.4.2.5 ANÁLISE DA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA	
4 DISCUSSÃO	36
5 CONCLUSÃO	38
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	39

1 INTRODUÇÃO

A retenção mecânica obtida imediatamente após a inserção de um implante dentário no leito ósseo é conhecida como estabilidade primária (Elias C, 2012). Ou seja, a força com a qual o implante será inserido no tecido ósseo (Trisi P, 2010). É importante levar este fator em consideração, pois é essencial para alcançar uma estabilidade secundária ou biológica satisfatória (osseointegração).

Os implantes dentários em titânio atuam como raízes artificiais para os dentes, os quais, quando inseridos cirurgicamente no osso mandibular ou maxilar, passam por um processo biológico chamado osseointegração. Este fenômeno é definido como a conexão estrutural e funcional direta entre o osso vivo e a superfície de um implante (García-Arocha, 2005). A má conexão entre estes elementos pode levar a interposição fibrosa e falha do processo de osseointegração.

A curto prazo, há múltiplos fatores que influenciam a sobrevivência e o sucesso dos implantes dentários, aspectos relacionados ao procedimento de implantação; as condições do leito receptor, características morfológicas do implante, manobras cirúrgicas realizadas pelo operador (Guerra Cobián O, 2015).

A longo prazo, a sobrevivência dos implantes dentários depende fundamentalmente de uma correta osteointegração, uma distribuição adequada das cargas funcionais e um correto cuidado de higiene oral (Lages FS, 2018). A alta taxa de sobrevivência a longo prazo, de até 95%-98%, determina que os implantes constituem uma das opções de tratamento com alta previsibilidade na substituição das perdas dentárias (Dedigi M, 2010).

Existem atualmente muitas maneiras de determinar a estabilidade primária adequada, a partir de métodos invasivos e não invasivos. Entre os métodos não invasivos, há aqueles que são muito sofisticados e outros que podemos colocar em prática no dia a dia, embora logicamente este último dependa em grande parte da experiência do operador. Entretanto, o uso correto da tecnologia e a experiência do profissional nos dará um panorama mais do que encorajador de resultados previsíveis ao longo do tempo.

PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é considerar como é importante alcançar uma estabilidade primária adequada ao instalar um implante dentário, especialmente nos casos em que a densidade óssea é baixa, o que projetará um prognóstico favorável ou desfavorável ao longo do tempo. Logicamente, a fim de minimizar um possível fracasso, devemos analisar e levar em conta os diferentes fatores que nos permitirão minimizar os riscos e, conseqüentemente, nos levar ao sucesso no processo osseointegrador.

3 REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO HISTÓRICA DA IMPLANTOLOGIA DENTÁRIA

A aurora deste procedimento cirúrgico tem uma cronologia bastante longa, pois os implantes dentários têm sido usados de uma forma ou de outra para substituir os dentes ausentes desde o início da humanidade. Assim Maggiolo no ano de 1809, (Borba M, 2017), inseriu um tubo de implante de ouro na tomada de um dente recém extraído, permitiu que o local cicatrizasse e depois colocou uma coroa, houve um extenso inchaço da gengiva que seguiu o procedimento. Durante este período, outros seguiram o exemplo, empregando inúmeras substâncias como implantes, incluindo cápsulas de prata, porcelana corrugada e tubos de irídio.

Em 1941 o Dr. Dahl (Borba M, 2017) de origem sueca, usou implantes subperiostal em pacientes desdentados, estes implantes consistiam em dispositivos Vitallium que estavam assentados sobre osso, os implantes tinham pilares que atravessavam a mucosa e serviam como suporte para próteses dentárias, este trabalho foi replicado por Gershkoff, Goldberg e Weinberg (Tabrizi R, 2017) nos Estados Unidos entre 1947 e 1948. Posteriormente, nos anos 60, houve uma expansão nos projetos de implantes dentários, sendo um deles o implante projetado pelo Dr. Cherchieve, que era uma bobina de dupla hélice projetada em cobalto e cromo.

O projeto em espiral evoluiu para uma placa plana com várias configurações desenvolvidas pelo Dr. Linkow em 1963. Quatro anos depois, Linkow (Tabrizi R, 2017) projetou o implante de lâmina (Ventplant), que permitiu sua colocação na maxila e mandíbula. O implante de lâmina é agora reconhecido como um implante endósseo. Da mesma forma, médicos como Roberts, Weiss e Judy (Chochlidakis K, 2020),

popularizaram o uso de insertos intramucosos para a retenção de próteses removíveis, durante o qual os insertos ajudaram na retenção de próteses maxilares removíveis. Dr Small, em 1975 (Mesalles A, 2019) introduziu um dispositivo de implante colocado através de uma incisão submental anexada à mandíbula, que é conhecido como o primeiro implante transósseo ou implante de grampo mandibular para indivíduos que tinham uma mandíbula desdentada de natureza atrófica. Sem dúvida, um dos desenvolvimentos mais importantes do O primeiro trabalho importante realizado foi o uso de "pontes mandibulares com osso ancorado" como tratamento complementar às próteses convencionais. Dr. Branemark, em 1975 (Albrektsson T, 1986) e aprovado pelo Conselho Nacional Sueco de Saúde e Bem-Estar Social. Em 1978, o Dr. Branemark apresentou e testou um implante rosqueado de titânio de dois estágios na forma de uma raiz, o sistema utilizou parafusos de titânio puro que ele chamou de "acessórios", como resultado dos avanços que ele desenvolveu ao longo de mais de uma década; com seu implante veio o conceito de "osseointegração" e o confiança de que a educação sobre implantes dentários poderia ser introduzida nos currículos escolares de odontologia. Dr. Branemark também definiu a osseointegração como "uma conexão estrutural e funcional direta entre o osso vivo e a superfície de um implante portador de carga". Inicialmente, o implante original da Branemark foi criado em forma cilíndrica e, posteriormente, surgiram as formas cônicas. Além disso, muitos outros tipos de implantes foram introduzidos, incluindo o implante ITI-sprayed, o implante Stryker, o implante IMZ e o implante Core-Vent.

Posteriormente, os avanços na implantologia moderna foram feitos pelo Dr. Schroder e Dr. Straumann na Suíça, que começaram a experimentar metais utilizados em cirurgia ortopédica para construir implantes dentários. A partir de meados dos anos 80, o implante padrão utilizado por muitos dentistas foi o implante endósseo em forma

de raiz. Depois disso, os fatores que determinam quais sistemas de implantes seriam escolhidos incluem: design, rugosidade da superfície, considerações protéticas, facilidade de inserção no osso, custo e sucesso. Assim, uma das principais razões para modificar as superfícies dos implantes dentários é diminuir o tempo de cicatrização para a osteointegração (Weinberg L A & Kruger, 1999), de modo que várias texturas superficiais foram testadas com vários substratos de titânio para melhorar a osteointegração, uma vez que a camada de tratamento superficial sobre o implante é necessária para aumentar a área de superfície funcional da interface óssea do implante, por um lado, em termos de longevidade.

Assim, uma das principais razões para modificar as superfícies dos implantes dentários é diminuir o tempo de cicatrização para a osteointegração (Weinberg L A & Kruger, 1999), de modo que várias texturas superficiais foram testadas com vários substratos de titânio para melhorar a osteointegração, uma vez que a camada de tratamento superficial sobre o implante é necessária para aumentar a área de superfície funcional da interface óssea do implante, por um lado, promove a aposição óssea e, por outro lado, permite que o estresse mecânico seja transferido efetivamente. Portanto, inclui tratamentos mecânicos (usinagem e jateamento de areia), tratamentos químicos (gravura ácida), tratamentos eletroquímicos (oxidação anódica), tratamentos a vácuo, tratamentos térmicos e tratamentos a laser (Esposito M, 1998).

Em relação a essas modificações, verificou-se que os tratamentos superficiais para controlar o crescimento e a ação metabólica dos osteoblastos e a aspereza superficial também influenciaram a produção de citocinas e fatores de crescimento pelos osteoblastos; o aumento da aspereza superficial permitiu transformar a produção do fator de crescimento beta (TGF- β), o que aumentou diretamente a

propagação das células osteoblastos (Vidyasagar L, 2003). A rugosidade superficial de um implante tem um efeito irrefutável no movimento e crescimento celular, sugerindo que a estrutura do implante influencia a interação entre o metal e o tecido vivo (Bragger U, 2005).

ESTABILIDADE PRIMÁRIA (EP)

A estabilidade primária é definida como a ausência de movimento perceptível do implante imediatamente após a instalação. É a resistência oferecida pelo osso alveolar às forças que tentam desengatar o implante uma vez colocado no leito ósseo. A estabilidade primária é um processo puramente mecânico (Chorres JE, 2005).

A estabilidade primária tornou-se um elemento essencial para o sucesso do tratamento com implantes, e isto permite a osseointegração adequada do implante após a inserção. O objetivo da estabilidade primária adequada é evitar micro movimentos durante a fase de cicatrização, o que pode levar ao aparecimento de tecido fibroso na interface entre o osso e o implante. Inicialmente, a estabilidade primária depende do contato direto entre a superfície do implante e os tecidos ósseos ao redor. A estabilidade primária pode ser determinada pelo torque de inserção ou pelo coeficiente de estabilidade primário (ISQ) usando análise de frequência de ressonância (Molly L., 2006).

A estabilidade primária é alcançada quando o implante foi totalmente inserido no local receptor, conseguindo uma adaptação mecânica do tecido à morfologia do implante.

A interface osso-implante é uma estrutura sem rede de colágeno com uma espessura de aproximadamente 0,5 um, composta de componentes orgânicos (proteoglicanos e glicoproteínas) e componentes inorgânicos (fosfatos de cálcio, principalmente hidroxiapatita (Zarb G, 1991).

O sucesso da adaptação também dependerá de outros fatores como a quantidade e qualidade do osso receptor, o projeto do implante e a técnica cirúrgica utilizada em sua instalação (Kazor CE, 2004).

1 CARACTERÍSTICAS DO OSSO RECEPTOR

1.1 QUALIDADE DO LEITO ÓSSEO (LEKHOLM E ZARB)

Especificamente, refere-se ao grau de densidade óssea.

TIPO 1

O osso inteiro é composto de osso compacto homogêneo.

TIPO 2

Osso no qual há um grande componente de osso compacto que envolve um núcleo de osso trabecular denso (Lekholm U, 1985).

TIPO 3

Há uma fina camada de osso cortical, rodeada por osso trabecular.

TIPO 4

Osso com uma fina camada de osso cortical que envolve um componente ósseo trabecular de baixa densidade. Ter um osso de baixa resistência.

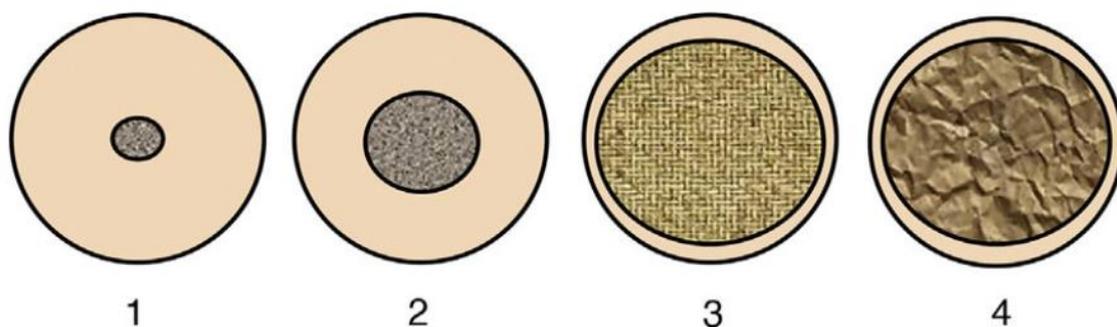


Figura 1 Classificação da qualidade óssea de acordo com Lekholm e Zarb

A estabilidade primária depende diretamente da área de contato entre o implante e a quantidade de osso compacto. O osso com maior quantidade de osso cortical oferece melhor ancoragem mecânica. O osso tipo IV é um osso de baixa densidade e pouca córtex, o que dificulta a obtenção de uma estabilidade primária adequada.

1,2 QUANTIDADE DO LEITO ÓSSEO (LEKHOLM E ZARB)

TIPO A

Grande parte da crista óssea intacta presente

TIPO B

Mínima reabsorção óssea alveolar residual

TIPO C

Reabsorção avançada em direção à base da crista óssea

TIPO D

Reabsorção inicial na base da crista óssea. Também conhecido como fio de faca.

TIPO E

Extrema reabsorção do osso basal.

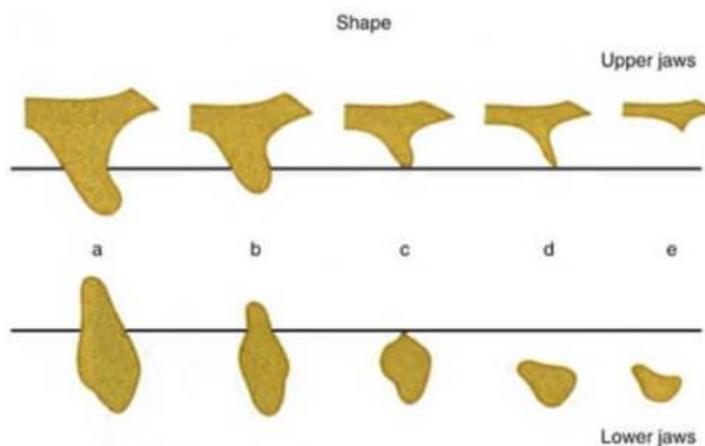


Figura 2 Classificação da quantidade óssea de acordo com Lekholm e Zarb

DENSIDADE ÓSSEA

Um termo que se refere às propriedades mecânicas, arquitetura, grau de mineralização da matriz óssea, composição química e estrutura mineral do osso, tudo isso pode influenciar o processo de remodelação óssea, afetando, por sua vez, o processo de osteointegração e, portanto, implantar sucesso ou fracasso.

Um dos métodos para determinar a qualidade do leito ósseo é o diagnóstico por imagem. Sabe-se que as imagens bidimensionais nos fornecem dados importantes, mas não são suficientemente confiáveis em termos de espessura do leito ósseo. Atualmente, as imagens tomográficas nos permitem avaliar a quantidade, qualidade e aspectos anatômicos como a espessura da crista desdentada e a espessura dos corticais em três dimensões, assim como a possibilidade de determinar a exata relação de proximidade com estruturas anatômicas como o nervo dentário inferior, seio maxilar, cavidades nasais, canal nasopalatino, entre outros.

LOCALIZAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA

As diferenças na qualidade óssea podem estar associadas a diferentes áreas anatômicas das mandíbulas. Assim, a mandíbula apresenta um grau de corticalização maior do que a maxila. Por sua vez, a mandíbula, ao se afastar da área da sínfise, experimenta uma diminuição em sua corticalização, com sua densidade óssea diminuindo à medida que se desloca em direção às áreas posteriores. Na maxila é muito comum encontrar densidade óssea do tipo D3, especialmente na parte anterior, enquanto a parte posterior da maxila é caracterizada pela densidade óssea do tipo D4 (Johansson P, 1994;).

CLASSIFICAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA DE ACORDO COM MISCH, 1987

D1

Principalmente osso cortical denso

D2

Osso cortical denso a poroso no nível da crista, parte medular tem osso trabecular grosso.

D3

Cume fino poroso com osso trabecular fino na região mais próxima ao implante.

D4

Não há quase nenhum osso cortical crestal. O osso trabecular fino é o componente principal de todo o volume do osso proximal ao implante (Mish, 2009).

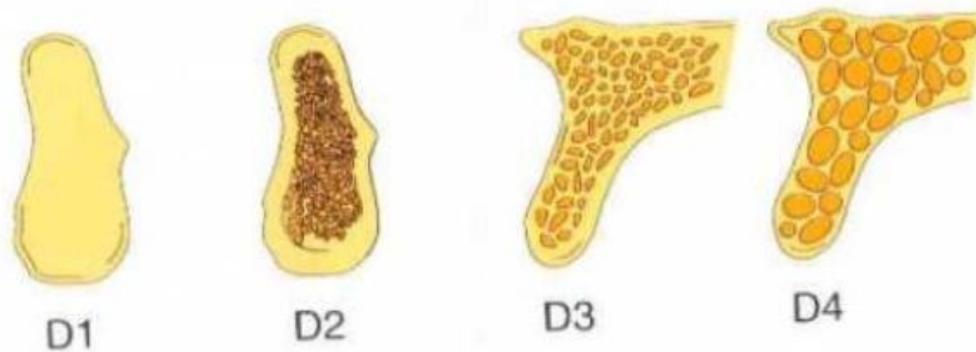


Figura 3 Classificação da densidade óssea de acordo com a Misch

O estudo tomográfico das áreas escolhidas para implantação permite avaliar a densidade óssea através da interpretação das unidades Hounsfield (informações numéricas contidas em cada voxel da tomografia computadorizada), utilizadas para representar a densidade do tecido ósseo. Em geral, quanto maior o número de unidades Hounsfield, mais denso é o tecido. As UH são representadas em escala

cinza, no nível do tecido, os valores geralmente variam de: -1000 a +1000. Desta forma, os tecidos podem ser classificados de acordo com seu coeficiente de atenuação onde: ar (<-1.000), água (0), osso (>+1.000).

CLASSIFICAÇÃO DOS OSSOS NAS UNIDADES HOUNSFIELD (Mish)

- D1 > 1250 HU
- D2 850 a 1250 HU
- D3 350 a 850 HU
- D4 150 a 350 HU
- D5 < 150 HU

A literatura geralmente equaciona a qualidade óssea com a densidade óssea, e é importante levar este fator em consideração ao planejar a terapia com implantes, bem como o metabolismo ósseo, mineralização, rotação celular, maturação, matriz intercelular e vascularização (Miyamoto I, 2005).

Existe uma estreita relação entre a densidade óssea e a estabilidade primária. Busenlechner, 2014, menciona que a baixa densidade óssea afeta seriamente a estabilidade primária do implante e, portanto, sua sobrevivência ao longo do tempo. Em um estudo realizado em diferentes densidades ósseas, eles determinaram que 35% dos implantes perdidos correspondiam aos que foram colocados no osso tipo IV, contra uma taxa de perda de apenas 3% no osso tipo I, II e III (Astrand P, 2003) (Busenlechner D, 2014).

É da maior importância levar em conta que a densidade óssea influencia a geração de calor durante o procedimento de preparação do leito ósseo (Möhlhenrich SC, 2016) realizou um estudo para determinar como a densidade óssea influencia a produção de calor tanto no osso quanto na broca utilizada. Ele determinou que a densidade óssea D1 tinha a maior temperatura de 17,53°C, bem como o maior nível

de aquecimento para a rebarba com 21,65°C. Pode-se concluir que o aumento da temperatura tanto para os ossos quanto para as rebarbas tem um comportamento semelhante. Em outras palavras, há uma relação direta entre densidade óssea e geração de calor no momento da preparação do osso, ou seja, quanto maior a densidade óssea, maior a geração de calor. Entretanto, este efeito diminui à medida que o diâmetro da broca aumenta (Möhlhenrich SC, 2016).

2.- PROJETO DO IMPLANTE (MACROESTRUTURA)

2.1 FORMA DO IMPLANTE

Há atualmente um número infinito de designs de implantes no mercado, bem como tipos de passo de rosca. Entretanto, apesar da passagem do tempo, os implantes cilíndricos ainda estão em uso, assim como os implantes cônicos, criados com o objetivo de restaurar a estética e evitar possíveis perfurações dos corticais que foram causadas com implantes cilíndricos (Watzak G, 2005).

Uma largura adequada no nível cervical do implante gerará um aumento no contato osso-implante (BIC), e como resultado será obtido um aumento no P.E. (Martinez H, 2001).

Comparando diferentes tipos de implantes (macroestrutura), em diferentes densidades ósseas, não há influência direta quando se trata de instalação em osso tipo II e III. Mas quando se trata de osso de baixa densidade óssea tipo IV, os implantes cônicos proporcionam níveis mais altos de estabilidade primária em comparação com os implantes cilíndricos. Isto seria principalmente devido à maior compressão lateral do osso a nível cervical, porém, a compressão excessiva poderia resultar em isquemia, osteólise e reabsorção óssea (O'Sullivan D, 2004) (Palassi P., 2006) (Meltzer, 2009).

2.2 COMPRIMENTO E DIÂMETRO DO IMPLANTE

O aumento do comprimento melhora a estabilidade inicial e a largura total da interface osso/implante. Este aumento também proporciona maior resistência às forças de torção. Este parâmetro é levado em conta desde que exista um leito ósseo com as características ideais em termos de altura e espessura. Em nossa experiência na clínica onde somos treinados, é muito comum vermos que nem sempre é este o caso, recorrendo muitas vezes à ancoragem apenas no terço apical, uma prática que resulta em uma estabilidade secundária satisfatória, à primeira vista, em casos de carregamento tardio.

Em termos de diâmetro, os implantes mais largos exercem maior compressão sobre o osso no momento da inserção do implante, proporcionando assim uma superfície de contato maior. Assim, é alcançada uma melhoria na estabilidade primária (EP). Um aumento de 0,25 mm no diâmetro pode aumentar a superfície de contato em 5-10% (Misch, 2006).

Entretanto, estes fatores não são determinantes do sucesso a longo prazo, uma vez que estudos concluem que a tensão máxima ocorreria ao redor do pescoço do implante e que esta tensão, independentemente do comprimento do implante, seria distribuída na área cervical do implante, o que explicaria e apoiaria o uso de implantes dentários curtos. Além disso, os estudos de Lum com análise de elementos finitos mostraram que a maior parte da tensão das cargas oclusais é transmitida na porção cervical do implante, e poucas forças alcançarão a porção apical do implante, tornando o comprimento do implante um fator menos crítico que o diâmetro do implante (Lum LB, 1991).

2.3 PROJETO DA ROSCA DO IMPLANTE

Há uma grande variedade de designs de roscas de implantes dentários disponíveis no mercado; estes designs influenciam diretamente a estabilidade primária, aumentam a BIC aumentando a superfície de contato e finalmente dissipam as forças de compressão, tração e cisalhamento (Ormianer Z, 2016). Dentro do projeto da rosca, os principais parâmetros a serem considerados são a forma, passo, largura, profundidade, ângulo helicoidal e o ângulo da face apical (Abuhussein H, 2010).

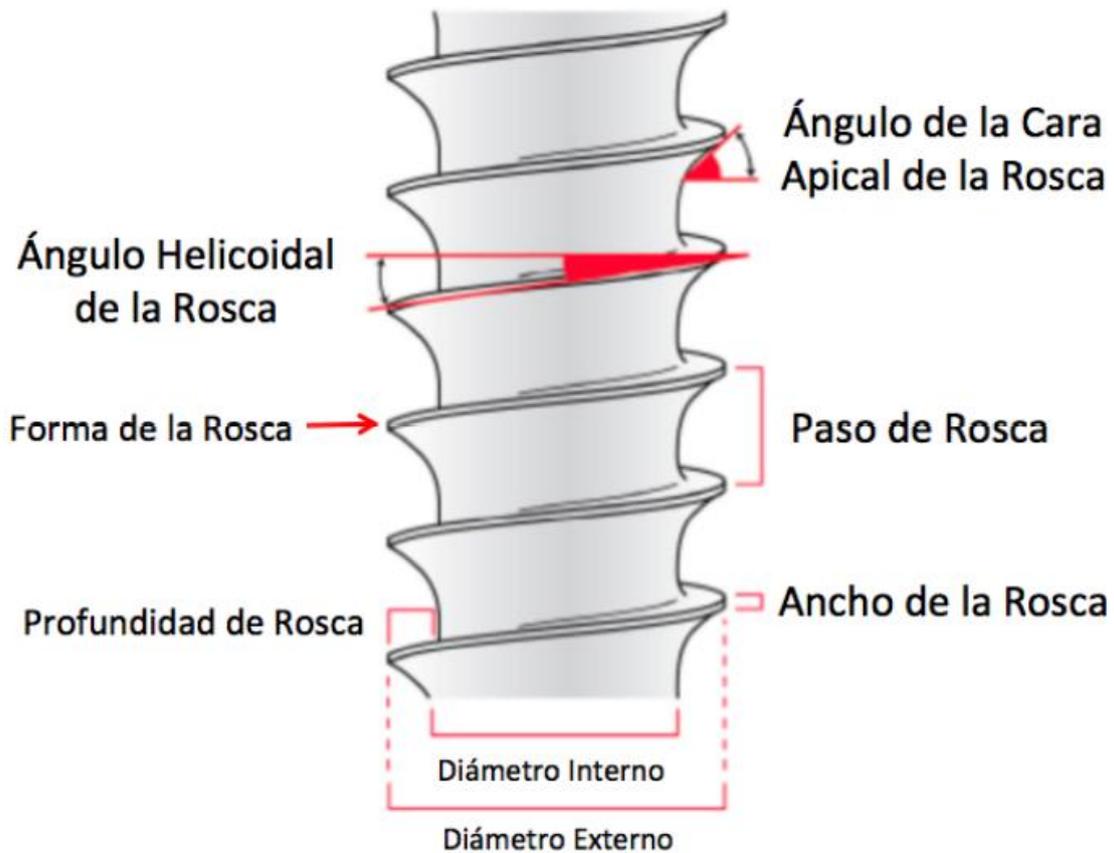


Figura 4 Características básicas do projeto de macro implantes, Abuhussein et.al; 2009

FORMA DE ROSCA

Existem 4 formas básicas (Abuhussein H, 2009).

- Em forma de V
- Quadrado
- Contraforte
- Contraforte invertido

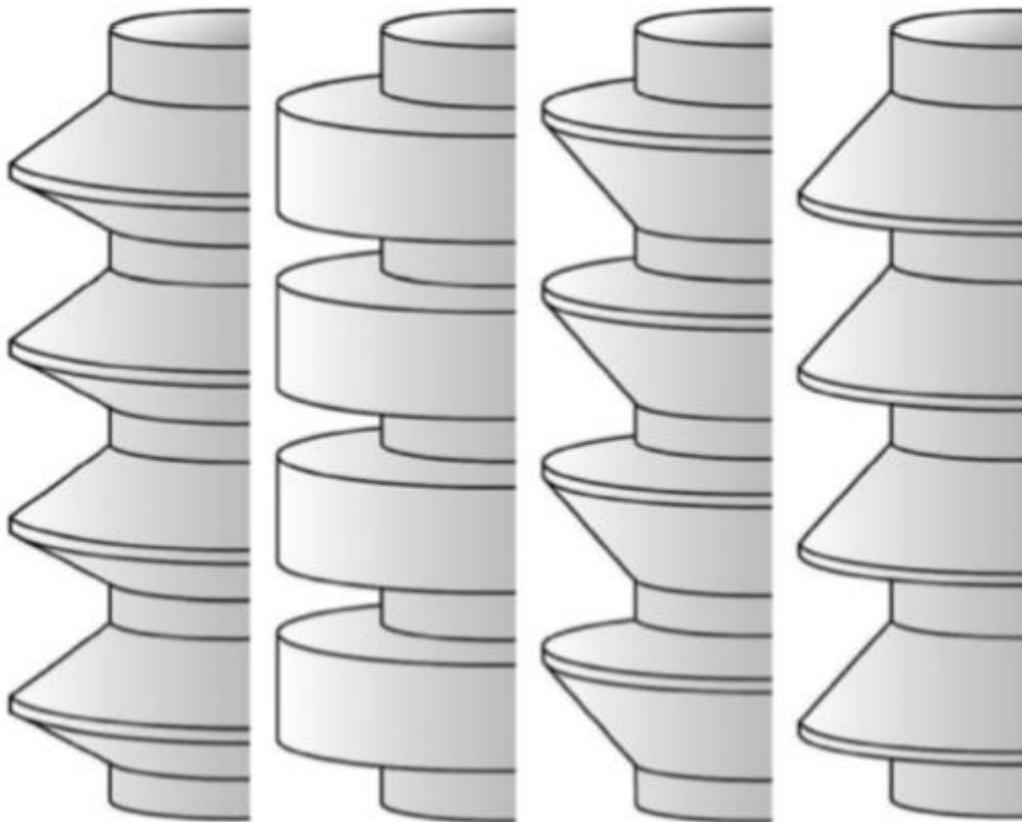


Figura 5: Formas básicas das roscas dos implantes. Fonte e elaboração: Abuhussein et. al; 2009.

Um estudo de elementos finitos mostrou que o fio quadrado tem as melhores características em termos de distribuição de força e tensão no leito receptor (Chun HJ, 2002).

2.3 PASSO DE ROSCA

Distância do centro de uma rosca ao centro da rosca seguinte, medida paralelamente ao eixo axial de um parafuso. Ele pode ser calculado dividindo o comprimento do implante pelo número de fios, de modo que, em implantes de igual comprimento, quanto menor o passo, mais fios existem, aumentando assim a superfície de contato e, portanto, melhor a estabilidade primária e a distribuição de forças e tensões (Abuhussein H, 2009).

2.4 LARGURA DA ROSCA

É determinada como a distância medida no mesmo plano axial do implante, entre a porção mais coronal e a porção mais apical no final de uma única rosca ou espiral; quanto maior a largura, maior a superfície de contato do implante (Abuhussein H, 2009).

2,5 PROFUNDIDADE DE ROSCA

Esta é a distância desde a ponta da rosca até o corpo do implante ou seu diâmetro interno. Existem implantes comercialmente disponíveis com roscas progressivas, ou seja, as roscas são mais profundas na região do ápice e depois gradualmente afuniladas em direção ao módulo crestal. Uma maior profundidade de rosca poderia ser uma vantagem em regiões de baixa densidade óssea e maior resistência oclusal devido à maior superfície funcional; entretanto, implantes com uma profundidade de rosca mais rasa são mais fáceis de inserir no osso D1 ou D2 (Abuhussein H, 2009).

2.6 ÂNGULO DE ROSCA HELICOIDAL

O ângulo formado entre um plano perpendicular ao eixo axial do implante e o eixo determinado pela direção ou inclinação da rosca. Este ângulo determina o avanço de um implante; este termo é definido como a distância do centro de uma rosca até o centro da mesma rosca após uma rotação completa ou, mais precisamente, pode ser definido como a distância que um implante avançaria axialmente se fosse rodado uma revolução completa. Em um implante de rosca simples, o avanço é igual ao passo da rosca; em um implante de rosca dupla, o avanço é o dobro do passo; e em um implante de rosca tripla, o avanço é três vezes o passo (Abuhussein H, 2009). Um estudo de elementos finitos descobriu que os implantes de ciclo simples tinham o arranjo mais favorável em termos de estabilidade primária, seguidos pelos implantes de ciclo duplo, enquanto os implantes de ciclo triplo eram menos estáveis, demonstrando que a inserção mais rápida do implante pode complicar o sucesso final do implante (Ma P, 2007).

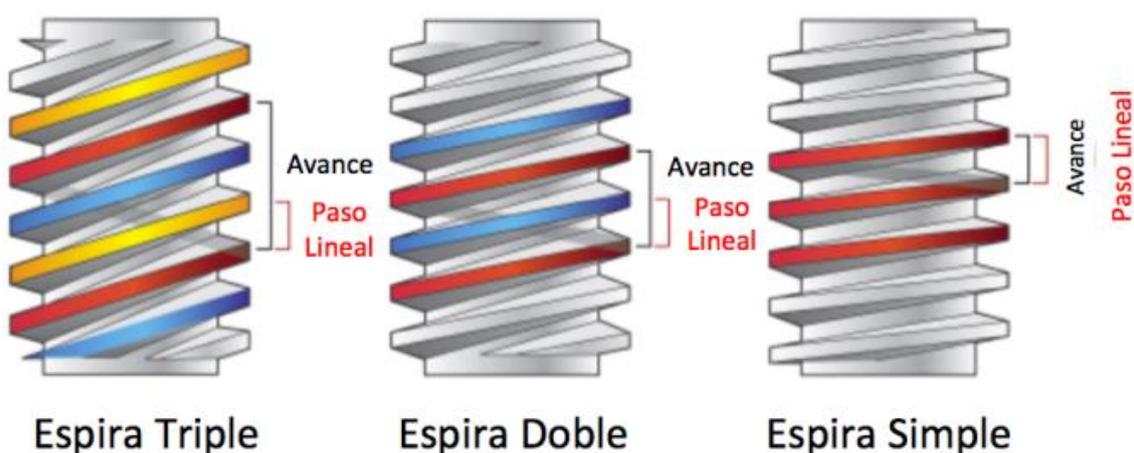


Figura 6. tipos de laços de acordo com sua taxa de alimentação. Fonte e elaboração: abuhussein et. al; 2009.

2.7 ÂNGULO DA FACE APICAL DA ROSCA

Este é o ângulo formado entre a face apical de uma rosca e um plano perpendicular ao eixo axial do implante. A importância deste ângulo é que é aqui que a maioria das forças de carga aplicadas ao implante são dissipadas. Quanto mais reto for este ângulo, que é alcançado com implantes com bobinas quadradas ou com contrafortes invertidos, melhor serão dissipadas as forças sobre o osso (Abuhussein H, 2009).

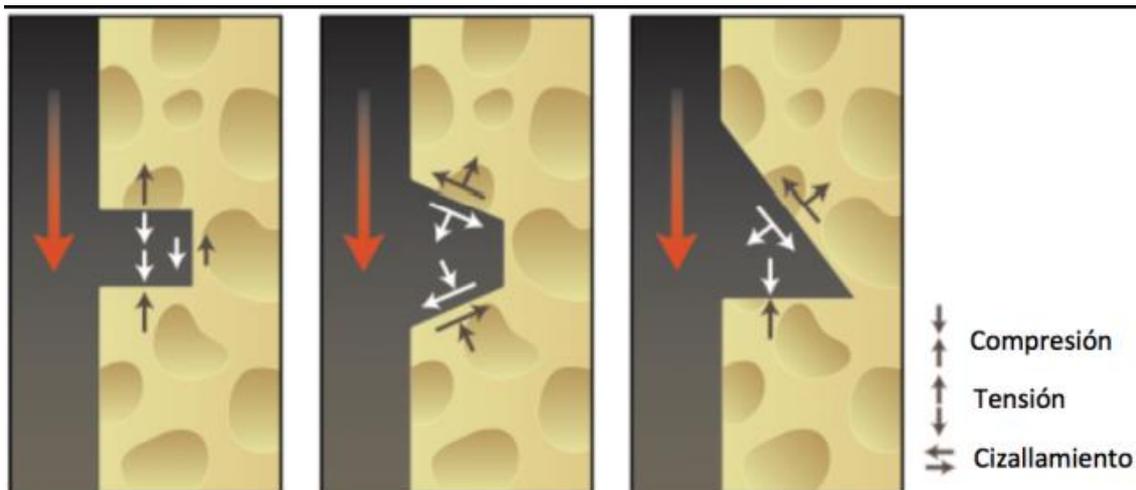


Figura 7 Direção das forças geradas em um implante e dissipadas até o osso graças à forma da rosca e seu ângulo apical. Fonte e elaboração: Abuhussein et. al;2009.

3.- TÉCNICA CIRÚRGICA

A cirurgia cuidadosa é um fator-chave para o sucesso do tratamento com implantes, independentemente do protocolo utilizado. Trauma cirúrgico e danos térmicos podem levar à osteonecrose e ao encapsulamento fibroso do implante. É importante observar que a experiência clínica pode influenciar o resultado do tratamento (Gapski R, 2003). Ao mesmo tempo, a fim de minimizar a alta taxa de falha

de implantes dentários na maxila posterior (em comparação com outras áreas como a região anterior da mandíbula), técnicas como sub fresagem, técnica de expansão rosqueada, condensação óssea com osteótomos, fixação de implantes por bicorticalização (Ahn SJ, 2012), densificação óssea (Densah Bur) foram propostas. Todas essas técnicas têm em comum a obtenção de níveis adequados de estabilidade primária (Shalabi M, 2006).

3.1 SUBFRESAGEM

Este procedimento utiliza instrumentos (brocas) com um diâmetro menor que os implantes dentários. Com o objetivo de preparar o leito ósseo, um procedimento pelo qual é possível aumentar o momento de força necessário para aparafusar o implante na posição. Este momento de força é conhecido como torque de inserção. O aumento do torque pode melhorar a estabilidade primária e, a longo prazo, haverá mais aposição óssea. Ao contrário dos implantes instalados com baixo torque, o que resultará em menor aposição óssea (Trisi P., 2010). No caso de um osso com baixa capacidade de suporte (densidade óssea reduzida) em comparação com o diâmetro do implante, um diâmetro de broca menor deve ser escolhido, uma vez que a técnica de sub-cremência otimiza localmente a densidade óssea e conseqüentemente melhora a estabilidade primária. Entretanto, quanto mais espessa a camada cortical, menor será o efeito de ambos em uma abordagem cirúrgica subrelacionada. O uso de brocas mais finas para a colocação do implantes imediatos na região posterior da maxila, onde a densidade óssea é relativamente baixa, pode ser uma opção viável para aumentar a estabilidade primária, o que pode resultar em melhores taxas de sobrevivência dos implantes.

3.2 TÉCNICA DO OSTEÓTOMO

Para alcançar melhor estabilidade primária e expandir a gama de indicações para os ossos inferiores, um procedimento conhecido como a técnica do osteótomo foi desenvolvido por Summers em 1994. O objetivo deste procedimento é preservar o osso que de outra forma seria removido comprimindo o osso lateral e axialmente para criar um leito de implante bem definido (Ahn SJ., 2012). Este método também tem sido usado para superar dificuldades em áreas de baixa densidade óssea, como na região posterior da maxila. De acordo com uma revisão feita por Swami V et al., o aumento da densidade óssea está atualmente limitado à área periapical da área peri-implantar total e a área peri-cilíndrica não obteve nenhum aumento na densidade óssea com a técnica do osteótomo. Um estudo sobre o uso desta técnica em cristas normais revelou uma perda óssea crestal média de 1,19 mm em comparação com a perda óssea de 0,99 mm em um procedimento convencional. Concluiu-se que a indicação para esta técnica deveria ser limitada ao que ela foi introduzida, ou seja, os sulcos ósseos da ponta da faca e menor densidade óssea, e não deveria ser considerada como um substituto para o procedimento convencional (Rao PL, 2012).

3.3 BICORTICALIZAÇÃO

Estudos in vitro revisados por Rao PL et al. refletem bons resultados de estabilidade primária quando a ancoragem bucal bicortical é realizada. Ancoragem bicortical, em sua variante clínica em modo lingual, que sugere colocar um implante de grande diâmetro em uma posição ligeiramente lingual para caber no osso compacto, especula que este padrão de ancoragem tem efeitos benéficos sobre a estabilização do implantes de carga imediata contra micro movimentos prejudiciais na interface osso-implante na fase inicial de adaptação óssea

4.- INFLUÊNCIA DO TORQUE DE INSERÇÃO NO PROGNÓSTICO DO IMPLANTE

Foram sugeridos valores adequados para determinar o torque de inserção (TI), estes podem variar de 25 a 45 Nw, estes valores levarão de alguma forma a evitar micro movimentos, o que por sua vez pode levar ao encapsulamento fibroso. No outro extremo, um alto valor de inserção poderia aumentar a pressão crítica que leva a microfraturas e conseqüente necrose óssea. Além disso, foi demonstrado que os eventos de reabsorção óssea cortical que ocorrem nas superfícies dos canais de Haversian e Volkmann são orientados de forma diferente e trabalham juntos para reparar este dano (Haiat et al.,2014 Isto foi demonstrado por investigações radiográficas, histomorfométricas e histológicas que identificaram claramente que implantes com alto valor de TI (>50 Nw) estão sujeitos a maior perda óssea peri-implantar nos estágios iniciais de cicatrização em comparação com aqueles implantes que foram colocados mais passivamente (Duyck J., 2010).

5.- MEDIÇÃO DA ESTABILIDADE PRIMÁRIA

A medição da estabilidade primária tornou-se um método importante para determinar o sucesso clínico de um implante. Vários métodos foram descritos para medir a estabilidade primária dos implantes. Classificação dos métodos utilizados para realizar esta tarefa, dependendo se seu uso envolve algum dano à interface osso-implante (Meredith N, 1996).

5.1 MÉTODOS INVASIVOS

- Avaliação histomorfométrica da interface osso-implante.
- Requer amostragem de tecido ósseo.
- Torque de retirada (reverso). Mede a força de torque

5.2 MÉTODOS NÃO-INVASIVOS:

- Torque de inserção
- Percepção do operador
- Teste manual de percussão (som).
- Avaliação radiográfica (para avaliar a altura óssea marginal e identificar áreas peri- implantadas radiolúcidas).
- Periotest
- Análise de frequência de ressonância (AFR)

TORQUE DE INSERÇÃO

Este é um parâmetro puramente mecânico, que pode ser avaliado pela medição do torque, seja com o uso do motor ou com o medidor manual de torque.

PERIOTEST

Este método utiliza uma haste de metal eletromagnético em uma peça de mão controlada eletronicamente. O intervalo de valores varia de -8 (baixa mobilidade) a +50 (alta mobilidade). Ele pode medir a densidade óssea no momento da colocação do implante e após a colocação. Alguns autores consideram o método questionável, devido à baixa sensibilidade e suscetibilidade a muitas variáveis (Swami V, 2016).

ANÁLISE DE FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA (RFA)

A análise de frequência de ressonância é um mecanismo que fornece medidas da micro-mobilidade lateral de um implante imediatamente após a inserção no osso, bem como durante o curso de integração óssea. É um teste que utiliza a medida da frequência de oscilação do implante dentário dentro do tecido ósseo, este método foi

introduzido por Meredith em 1996 (Ersanli S, 2005). O implante é submetido a uma leve força lateral, que causa um deslocamento lateral do implante, devido à deformação elástica do osso. Este método é usado como um método previsível, confiável e objetivo para determinar a estabilidade dos implantes osseointegrados, definindo a possibilidade de carga imediata ou antecipada e para avaliar as mudanças que ocorrem durante o período de osseointegração (Ito Y. Sato D, 2008).

Portanto, micro movimentos de não mais de 30 μm são positivos para uma osseointegração adequada (Klein D, 2013). Micro movimentos de 50 a 100 μm em implantes atuam negativamente na osteointegração, em alguns casos levando à perda de implantes devido ao encapsulamento fibroso (Sugiura T, 2016).

A análise de frequência de ressonância (RFA) é um teste mensurável e reproduzível que mede a oscilação do implante dentro do osso. Nestas análises, um transdutor é inserido no lúmen do implante e excitado por um pulso elétrico ou magnético, que é minimamente invasivo e calibrável (M., 2013).

Todos expressam o valor obtido em unidades ISQ (Implant Stability Quotient), com um intervalo de 1 a 100, de acordo com o grau de estabilidade. Valores mais baixos indicam estabilidade mínima e quanto maior o valor ISQ, mais estável é o implante. Em situações clínicas, um valor ISQ acima de 70 é considerado para indicar que a osseointegração do implante é suficiente para que ele seja carregado (Lages, 2018).

Geralmente, são tomadas pelo menos duas medidas, uma de mesial e outra de vestibular. A obtenção de valores de diferentes posições proporciona uma verdadeira avaliação da estabilidade do implante (Ostman PO, 2006). Eles descobriram que a técnica de frequência de ressonância é considerada superior a

outros sistemas. Os erros dependentes do médico são reduzidos, pois o transdutor é adaptado diretamente ao implante, automatizando as medições e os resultados obtidos são altamente reproduzíveis (Aksoy U, 2009).

DISCUSSÃO

Desde o início da implantologia, como é conhecida atualmente, descrita por Branemark em 1967 (Atsumi M, 2007), foram feitas tentativas de prever o sucesso dos implantes; entretanto, hoje em dia, devido às exigências tanto dos pacientes quanto dos profissionais, os tempos de tratamento foram reduzidos, portanto, nos resultados do presente estudo, chegou-se à conclusão de que, para alcançar uma estabilidade primária adequada e determinar o tipo de carga (imediate, precoce ou tardia), é essencial levar em conta certos parâmetros, tais como a qualidade e quantidade do leito receptor, coincidindo com os estudos de (Cornelini R, 2004), que invocam a necessidade de conhecer o estado do implante em relação ao osso, levaram à busca de métodos de avaliação, tais como (Yoshiro Ito et al. , 2008), que comparou três métodos de estudo, torque de inserção, Periotest® e RFA. Também é importante quando se utiliza um instrumento O estudo (Brouwers JE, 2009) publicou um estudo com resultados positivos sobre este ponto. Devido ao custo dos dispositivos de medição da RFA, (Degidi et al.) realizaram um estudo comparativo entre a percepção manual da estabilidade do implante no momento da colocação do implante por um clínico experiente e a medição real fornecida por este último, obtendo diferenças significativas entre os resultados obtidos entre a estabilidade percebida pelo clínico e a obtida usando a RFA, chegando à conclusão de que por mais experiente que seja o clínico, esta percepção varia entre os indivíduos, portanto foi determinado que o uso da RFA reproduz a estabilidade real do implante de forma mais confiável.

O diâmetro do implante é também um dos parâmetros que podem determinar a estabilidade do implante. Nos resultados obtidos neste estudo, o Ao comparar os

diferentes diâmetros, verificou-se que não houve diferenças estatisticamente significativas, com o implante de menor diâmetro tendo o maior coeficiente de estabilidade, que não coincide com os resultados publicados por (Boronat-López A, 2006) e (Simunek A, 2010), que obtiveram diferenças estatisticamente significativas em termos de diâmetro, com maior estabilidade em implantes de maior diâmetro. Entretanto, autores como (Huwiler MA, 2007) também não encontraram diferenças significativas entre os diferentes diâmetros, como fez (Bischof M, 2004). Com relação ao comprimento, também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, com o coeficiente de estabilidade sendo maior para o implante mais curto, coincidindo com os estudos publicados por (Payam F, 2004). Da mesma forma, Araceli Bonarat, em um estudo comparando implantes de diferentes comprimentos, não obteve diferenças estatisticamente significativas, sendo a estabilidade primária maior para o implante mais curto. Por outro lado, autores como (Balshi SF, 2005) e (Barewal RM, 2003) obtiveram menos estabilidade em implantes curtos, mas concordam com este estudo em não encontrar diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes comprimentos.

CONCLUSÃO

A obtenção de estabilidade primária adequada (retenção mecânica) é o ponto de partida para estabelecer uma estabilidade secundária satisfatória (retenção biológica). Especialmente nos casos em que a densidade óssea não é a mais adequada (tipo IV).

A qualidade e a quantidade do substrato ósseo e a macro geometria do implante são fatores essenciais para se obter uma retenção mecânica adequada.

A técnica e a experiência do operador desempenham um papel importante na realização dos objetivos acima.

REVISION BIBLIOGRAFICA

- Abuhussein H, P. G. (2010). The effect of thread pattern upon implant osseointegration. . *Clin. Oral Impl. Res.*, ; 21: 129 –136.
- Ahn SJ, L. R. (2012). Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *J Prosthet Dent.*, ; 107(6):366-372.
- Akca K, C. T. (2006). Biomechanical aspects of initial intraosseous stability and implant design: a quantitative micro-morphometric analysis. *Clin Oral Implants Res*, ; 17:465–472. .
- Aksoy U, E. K. (2009). The possible association among bone density values, resonance frequency measurements, tactile sense and histomorphometric evaluations of dental implant osteotomy sites: a preliminary study. *Implant Dentistry.* , ; 18:316-325.
- Albrektsson T, Z. G. (1986). The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *The Inter J oral & maxill implant.*, 1(1): p. 11-25.
- Astrand P, B. C. (2003). Tapered implants in jaws with soft bone quality: a clinical and radiographic 1-year study of the Branemark System Mark IV fixture. *Clin Implant Dent Relat Res*, ; 5:213-8.
- Atsumi M, P. S. (2007). Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. *Int J Oral Maxillofac Implants* , ;22(5):743-54.
- Balshi SF, A. D. (2005). A Resonance Frequency Analysis Assessment of Maxillary and Mandibular Immediately Loaded Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, ;20:584-94.
- Barewal RM, M. N. (2003). Resonance frequency measurement of implant stability in vivo on implants with a sandblasted and acid-etched surface. *THE Int J Oral Maxillofac Implants*, ;18:641-51. .
- Bischof M, N. R.-M. (2004). J. Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing. *Clin Oral Implants Res*, ;15(5):529-39. .
- Borba M, D. D. (2017). a retrospective study in an educational institution using GEE analyses. *Risk factors for implant*, 31(699:1-7.
- Boronat-López A, P.-D. M.-C.-M. (2006). Estudio del análisis de frecuencia de resonancia tras la colocación de 133 implantes dentales. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, ; 11:272-6.
- bragger U. (2005). Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implant Res.*, 16(3): 326-34.
- Brouwers JE, L. F. (2009). Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil.* ;36(4):279-83.
- Brunski JB,. (1999). In vivo bone response to biomechanical loading at the bone dental implant interface. *Adv Dent Res.* , ;13:99-119.
- Busenlechner D, F. R. (2014). Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factors analysis. *J Periodontal Implant Sci* , ; 44:102-8.

- Chochlidakis K, E. E. (2020). Survival rates and prosthetic complications of implant. *The J Prosth Dent.*, 3913(19): p. 1-8.
- Chorres JE, R. V. (2005). . ¿Cómo mejorar la estabilidad primaria del implante en áreas de baja densidad ósea? *Visión dental*, 8:4-9.
- Chun HJ, C. S. (2002). Evaluation of design parameters of os- seointegrated dental implants using finite element analysis. . *J. Oral Rehabil.*, ; 29: 565 – 574.
- Cornelini R, C. F. (2004). Immediate Restoration of Single-Tooth Implants in Mandibular Molar Sites:A 12-month Preliminary Report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, ;19(6):855-60.
- Dedigi M, D. G. (2010). Determination of primary stability: a comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, ;25(3):558-61.
- Duyck J., C. L. (2010). Histological. Histomorphometrical. and radiological evaluation of an experimental implant desig with a high insertion torque. *Clin oral implants Res*, 21,877-884.
- Elias C, R. F. (2012). Influence of implant shape, surfasse morphology, surgical technique and bone quality on the primary. *J Mec Behav Biomed Mat.*, ; 16:169-180.
- Ersanli S, K. C. (2005). Resonance Frequency Analysis of One-Stage Dental ImplantResonance Stability During theOsseointegration Period. *J Periodontol*, ; 76(7):1066-71. .
- Esposito M, 1. J. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). *Success criteria and epidemiology. Eur J Oral Sci.*, 106(1): p. 527-551.
- Friberg B, S. L. (1999;). On cutting torque measurements during implant placement: A 3-year clinical prospective study. . *Clin Impl Dent Relat.* , 1:75-83.
- Gapski R, W. H. (2003). Critical review of immediate implant loading. *Clin Oral Impl Res.* , ; 14:515-527.
- Garcia-Arocha, R. A. (2005). Rehabilitación protésica del maxilar inferior usando implantes óseointegrados de carga inmediata:Reporte de un caso.En: *Acta odontológica venezolana.*, vol. 43, no. 2, p. 165-170.
- Guerra Cobián O, H. P. (2015). Evaluación de la estabilidad de implantes mediante análisis de frecuencia de resonancia. . *Rev Haban Cienc Med.* , ;14(4):460-469.
- Huwiler MA, P. B. (2007). Resonance frequency analysis in relation to jawbone characteristics and during early healing of implant installation. *Clin Oral Implants Res* , ;18(3):275-80.
- Ito Y. Sato D, Y. S. (2008). Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res*, ; 19(1): 9-14.
- Johansson P, S. K. (1994;). Assessment of bone quality from cutting resistance duringimplant surgery. *implant surgery*, 279.
- Kazor CE, A.-S. K. (2004). Implant plastic surgery: a review and rationale. *J Oral Implantol.*, ; 30(4).
- Klein D, K. M. (2013). Effect of Model Parameters on Finite Element Analysis of Micromotions in Implant Dentistry. *J Oral Implantol.* 2013, ;39(1):23-9.

- Lages FS, D.-d. O. (2018). Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A. *Clin Implant Dent Relat Res*, ;20(1):26-33.
- Lages, F. S.-d. (2018). Relationship between implant stability measurements obtained by insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. *Clinical implant dentistry and related research*,, 20(1), 26–33.
- Lekholm U, Z. G. (1985). . Patient selection and preparation, in Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (eds): Tissue integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing company, ;199-209.
- Lum LB,. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol.*, ;17:126-31.
- M., S. (2013). Measurement of Primary and Secondary Stability of Dental Implants by Resonance Frequency Analysis Method in Mandible. . *Int J Dent. [serial on the Internet].*, ; 506-968. .
- Ma P, L. H. (2007). *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.*, 42: 618 – 621.
- Martinez H, D. M. (2001). Optimal implant stability in low density bone. *Clin Oral Impl Res.*, ; 12:423-432.
- Meltzer, A. (2009). Primary stability and initial bone-to-implant contact: The effects on immediate placement and restoration of dental implants. *J Implant Reconstr Dent*, 1(1):35-41.
- Meredith N, A. D. (1996). Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.*, ; 7(3): 261-7.
- Mesalles A, L. J. (2019). Cirugía mínimamente invasiva de implantes dentales guiada por ordenador. *Medicentro Electrónica*, 23(2): p. 105-115.
- Misch, C. (2006). Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants . *Dent Today*, ;25-80,82,84-5: quiz 85.
- Mish, C. (2009.). *Implantología Contemporánea. 3ra ed.* España:: Elsevier Mosby.
- Miyamoto I, T. Y. (2005). Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery Clinical, prospective, biomechanical and imaging study. *Bone*, 37:776.
- Möhlhenrich SC, A. M. (2016). Influence of bone density and implant drill diameter on the resulting axial force and temperature development in implant burs and artificial bone: . *an in vitro study*, ; 20(2): 135-42.
- Molly L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Imp Res.*, ;17:124-135.
- O’Sullivan D, S. L. (2004). Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. *Clin Oral Impl Res*, ;15:474-480.
- Ormianer Z, M. S. (2016). Dental Implant Thread Design and the Consequences on Long-Term Marginal Bone Loss. *Implant Dentistry.*, 25 (4): 471 – 477.
- Ostman PO, H. M. (2006). Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.*, ; 19(1): 77-83.

- Palassi P., (2006). Esthetic Implant Dentistry: Soft and hard tissue management. 2nd reprinting; USA;. *Quintassence*, ; 22-29.
- Payam F, A. L. (2004). Implant Stability, Tissue Conditions, and Patient Self-Evaluation after Treatment with Osseointegrated Implants in the Posterior Mandible. *Clin Implant Dent Relat Res*, ;6(1):24-32.
- Rao PL, G. A. (2012). Primary Stability: The password of implant integration. *J Dent Implant*, ; 2:103-109.
- Shalabi M, W. J. (2006). The effects of implant surface roughness and surgical technique on implant fixation in an in vitro model. *Clin Oral Impl Res.*, ; 17:172-178.
- Simunek A, S. J. (2010). Changes in Stability After Healing of Immediately Loaded Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac implants*, ;25(6):1085-92. .
- Sugiura T, Y. K. (2016). The effects of bone density and crestal cortical bone thickness on micromotion and peri-implant bone strain distribution in an immediately loaded implant: a nonlinear finite element analysis. *J Periodontal Implant Sci.*, ;46(3):152-65.
- Swami V, V. V. (2016). Current trends to measure implant stability. *J Indian Prosthodont Soc.*, ;16(2):124-130.
- Tabrizi R, B. H. (2017). What Are the Incidence and Factors Associated With Implant Fracture? *Dent Implant.*, 75(9): p. 1866-1872.
- Trisi P, C. T. (2010). Implant Stability Quotient (ISQ)vs direct in vitro measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomat.*, ;1:141-151.
- Vidyasagar L, A. P. (2003). Biological Response to Dental Implant Loading /Overloading. Implant Overloading:. *Empiricism or Science? Stomato Baltic Dent and Maxill J.*, 5(3):83-89.
- Watzak G, Z. W. (2005). Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Impl Res.*, ; 16:408-416.
- Weinberg L A & Kruger, B. (1999). Three-dimensional guidance system for implant insertion: Part II. Dual axes table--problem solving. *Implant Dent.*, 8(3): p. 255-264.
- Yamaguchi M, X. H. (2008). Resonance frequency analysis of long-term implant success in the posterior partially edentulous mandible. *Quintessence Int* , ;39(3):121-5.
- Zarb G, & A. (1991). Osseointegration a requien for the periodontal ligament? *J periodont Rest dent*, ;11:88-91.