**FATORES QUE INFLUENCIAM NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRÁVEIS**. Edição digital 2022. definir pela organização ISBN XXX, DOI YYY e pág.

**Larissa Ramos Xavier Coutinho Nascimento, larissa.nascimento@ime.eb.br, ORCID 0000-0001-6533-5598**
**Carlos Nelson Elias, elias@ime.eb.br, Orcid 0000-0002-7560-6926**
**Guilherme Monteiro Torelly, gtorelly@gmail.com, ORCID 0000-0003-3019-2069**
**Roberto Hirsch Monteiro, Robertohmonteiro@hotmail.com, Orcid 0000-0003-4506-5820**
**Ana Karine Rocha de Andrade Nattrodt, ana.karine@ime.eb.br, Orcid 0000-0002-0510-3493**

Laboratório de Biomateriais, Instituto Militar de Engenharia
Pr Gen Tibúrcio 80, Praia Vermelha, Rio de Janeiro-RJ 22290-270
Autor para contato: elias@ime.eb.br

Como citar: Nascimento, LRXC; Elias, CN, Torelly, GM; Monteiro, RH; Nattrodt, AKRA.

**Resumo**

Há um consenso entre os pesquisadores que uma das causas do insucesso dos implantes dentários osseointegrados é a falta de estabilidade primária, a qual é obtida com o planejamento cirúrgico. Normalmente, a estabilidade primária é medida pelo torque de inserção ou pela análise da frequência de ressonância, como uso do Ostell.

Vários fatores relacionados a macro e micro geometria dos implantes interferem na magnitude da tensão compressiva imposta ao osso durante a instalação dos implantes e no carregamento. Esses fatores influenciam tanto na estabilidade primária quanto na osseointegração. Eles podem levar a falha dos implantes, quando há danos que ultrapassam o limiar de regeneração óssea. Os torques aplicados durante a instalação dos implantes, bem como o atrito gerado entre os instrumentos de corte e o tecido ósseo provocam aumento da temperatura e a nucleação de microtrincas que diminuem significativamente a resistência do tecido ósseo. A extensão dos danos mecânico e térmicos estão diretamente relacionadas com os parâmetros selecionados para a inserção dos implantes. A maioria dos estudos encontrados na literatura dedicaram-se à medição das temperaturas geradas no tecido ósseo durante a perfuração, verificando-se uma falta de informação no que diz respeito à análise dos fatores que influenciam e dos métodos de análise da estabilidade primária dos implantes.

Assim, abordaremos neste capítulo os fatores que influenciam e os métodos de avaliação da estabilidade primária de implantes dentários.

**Palavras-Chaves: Implantes dentários, osso, estabilidade primária.**

**Abstract**

There is a consensus among researchers that one of the causes of the failure of osseointegrated dental implants is the lack of primary stability, which is obtained with surgical planning. Typically, primary stability is measured by insertion torque or resonant frequency analysis such as using Ostell.

Several factors related to the macro and micro geometry of implants interfere in the magnitude of the compressive stress imposed on the bone during implant installation and loading. These factors influence both primary stability and osseointegration. They can lead to implant failure when there is damage that exceeds the bone regeneration threshold. The torques applied during the installation of implants, as well as the friction generated between the cutting instruments and the bone tissue, cause an increase in temperature and the nucleation of microcracks that significantly reduce the resistance of the bone tissue. The extent of mechanical and thermal damage is directly related to the parameters selected for implant insertion. Most of the studies found in the literature were dedicated to the measurement of temperatures generated in the bone tissue during drilling, with a lack of information regarding the analysis of the factors that influence and the methods of analysis of the primary stability of implants.

Thus, in this chapter, we will address the factors that influence and the methods of evaluating the primary stability of dental implants.

**Keywords: Dental implant, Bone, primary stability.**

## Introdução

A estabilidade primária ou mecânica na implantodontia é considerada um pré-requisito para osseointegração. Ela é afetada pela forma e dimensões (formato, diâmetro, comprimento e perfil da rosca), morfologia da superfície, pela técnica cirúrgica, pela quantidade e densidade óssea disponível no local do implante [1], [2].

É fundamental entender como os fatores relacionados à morfologia dos implantes influenciam na estabilidade primária, estimando o prognóstico, pois a tensão excessiva na interface osso-implante pode resultar na falha do implante.

O osso cortical deve suportar a carga e proporcionar a estabilidade inicial. O osso esponjoso é mais rico em canais vasculares e, portanto, participa do suprimento de células progenitoras mesenquimais, sendo responsável pelo processo de osseointegração e, consequentemente, da estabilidade secundária. [3].

O perfil da rosca é um dos fatores principais que influencia nas tensões de compressão e cisalhamento no osso trabecular, contribuindo com mais de 95% da tensão total. Os implantes com rosca de perfil quadrado e trapezoidal induzem tensão duas vezes mais intensa do que a rosca de perfil triangular. Os níveis menores de tensão causados pela rosca com perfil triangular podem ser explicados por seu menor ângulo de flanco na parte inferior da rosca. No osso trabecular, a tensão é mais significativa no vértice da rosca e ápice do implante, com menores concentrações na base da rosca. O perfil de rosca triangular pode ser mais apropriado para dissipação de tensão em sítios ósseos maxilares posteriores, sendo aquela que mais diminuiu a concentração de tensões e dissipa as tensões no osso trabecular [4].

O diâmetro e o comprimento dos implantes afetam a tensão de compressão no osso perimplantar. Implantes de maior diâmetro e proporcionam melhor estabilidade primária, porém o comprimento não interfere de forma significativa na distribuição da tensão [6]

Quanto ao tratamento de superfície variando-se a rugosidade é possível aumentar a área de contato osso-implante e a força de atrito, contribuindo para um aumento na estabilidade primária [7].

Existem na literatura diversos métodos usados para se aferir a estabilidade dos implantes. Um método comum é a medição do torque de inserção (TI) durante a sua instalação na cavidade óssea preparada. Em geral, os valores preconizados são de até 50 N.cm. Atualmente, não se sabe quanto torque seria necessário para alcançar estabilidade primária em sistemas de implantes unitários. O consenso na prática clínica é de que seria necessário um TI mínimo de 30 N.cm. Fatores que interferem na magnitude do torque, como comprimento do implante, diâmetro, morfologia da superfície, e configuração da rosca, devem ser considerados. A maior rugosidade da superfície resulta em aumento da área, levando ao maior contato osso-implante, o que requer maior torque durante a instalação [8].

Torque Excessivo (TI) pode levar à apoptose dos osteócitos e, consequentemente, promover níveis maiores de secreção de RANKL (ligante do Receptor ativador do fator nuclear Kappa β) e VEGF (fator de crescimento endotelial vascular) para o ambiente circundante, estes removem as células apoptóticas. Níveis maiores de RANKL foram encontrados entre 100 e 200 micrometros de distância das microfissuras, e níveis mais baixos de OPG (osteoprotegerina) foram observados a até 200 micrometros de distância das microfissuras [9].

Pequenas deformações superficiais dos corpos não são perceptíveis a olho nu, necessita-se de um sensor para realizar a sua leitura. Entre os dispositivos para medir pequenas deformações, o strain-gage de resistência elétrica é o mais indicado. Este dispositivo, é fixado na superfície do objeto para medir a deformação relativa superficial. Este sensor converte a deformação e mede a variação da resistência elétrica gerada pela deformação, a qual (ohms) que é armazenada e processada pelo sistema de aquisição de dados é convertida em tensão. Existem vários tipos de strain-gages. A seleção do strain-gage depende dos objetivos da aplicação, tamanhos e tipos de materiais. Em testes biomecânicos com ossos, os com metal depositado em material polimérico são os mais usados. Com relação à forma, existem uniaxiais, biaxiais e, com padronizações especiais, como o de três eixos (roseta). As vantagens do uso do strain-gage são: a possibilidade de mensurar as deformações em várias partes de uma estrutura com precisão sem destruí-la, permite a análise quantitativa da distribuição das deformações em condições reais e também a possibilidade de servir como transdutores de deformação para resistência no cálculo da força, pressão, torque e deslocamento [9].

Um método não-invasivo de fácil aplicação e sevem para quantificar a estabilidade é a análise de frequência de ressonância a qual fornece valores de coeficiente de estabilidade do implante (ISQ) [10].

Existem no mercado vários tipos /números uma grande quantidade de implantes e o conhecimento de suas características são fundamentais para a escolha apropriada, de acordo com as condições mecânicas e clínicas do tecido ósseo envolvido.

## 2.Métodos de quantificar a estabilidade primária

### 2.1 Torque de inserção

A estabilidade ideal do implante é difícil de ser obtida em todos os tipos de osso. Altos torques de inserção são facilmente alcançados em osso de alta densidade, enquanto valores menores são frequentemente observados em osso de baixa densidade. Ambas as ocorrências podem impactar negativamente na cicatrização do osso, uma vez que valores elevados do torque de inserção podem comprimir excessivamente o osso cortical, levando à perda precoce do osso marginal. Por outro lado, valores baixos do torque podem impedir a cicatrização inicial na interface osso-implante.

O torque de inserção é um parâmetro mecânico influenciado pelo procedimento cirúrgico, forma do implante e qualidade óssea [8].

Valores do TI entre 25 e 45 N.cm foram sugeridos para evitar micro-movimentos, que podem levar ao encapsulamento fibroso. Um torque de inserção mais elevado tem sido associado a um aumento na compressão do osso, desencadeando microfraturas e necrose óssea [6].

De modo geral os implantes cônicos apresentam maior torque de inserção do que implantes cilíndricos, tanto na mandíbula quanto na maxila. Implantes cônicos exercem maior força compressiva lateral nas paredes ósseas ao redor do implante e em áreas com qualidade e quantidade óssea inadequadas, recomenda-se o uso de implantes cônicos para obter melhor estabilidade primária [10].

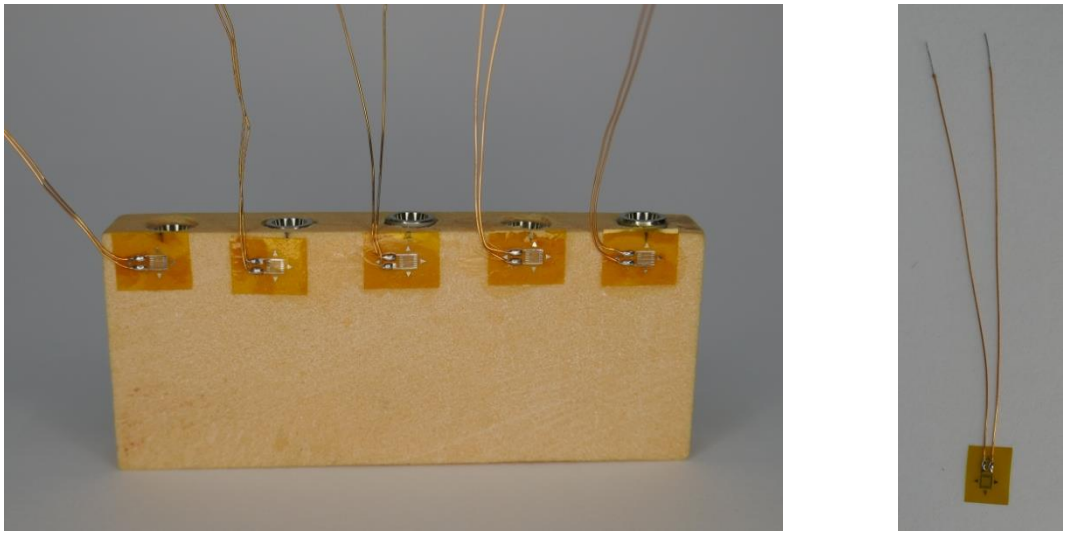
### 2.2. Strain gage

O strain gage é um dispositivo de extensometria utilizado para medir a deformação sofrida por um objeto. O dispositivo é colado na superfície do corpo de prova e com aplicação de carga há deformação e o comprimento do strain gage sofre alteração, criando uma força eletromotriz que é transformada em corrente. Quando uma força é aplicada ao corpo de prova os strain gages medem o alongamento sofrido nele através de mudança na sua resistência elétrica. O strain gage é acoplado a um sistema transdutor de sinais que converte o sinal elétrico em medida de deformação. O alongamento do corpo de prova é lido como tensão, enquanto o encurtamento na direção oposta é registrado como compressão [11].

Uma forma de avaliar os limites de resistência do osso com o uso de strain gages é compara deformação com as medidas fisiológicas e de sobrecarga existentes na literatura. Frost categoriza o efeito da tensão compressiva no osso demonstrando uma zona de modelagem-remodelação fisiológica entre 200 e 2500 με (microdeformação), zona de sobrecarga entre 2500 e 4000 με (onde ocorre dano e microfissuras do osso com algum reparo), e finalmente uma zona de sobrecarga patológica de deformações maiores que 4000 με, onde se observa pouco ou nenhum reparo do osso [12].

Para a obtenção das medidas de deformação, os strain gages são acoplados a um aparelho amplificador analógico. Porém, o Cozzolino et al., 2018, propuseram um modelo de medição da deformação direta *in vivo*, eliminando o uso do amplificado analógico-digital [13].

A figura 1 mostra o strain gage retangular isolado e colados ao corpo de prova de poliuretano.



(a) (b)

Figura 1: (a) Corpo de prova mostrando a disposição dos strain gages; (b) Strain gages (SG) retangulares (Model PA-06-040 AB-120 - Excell Sensores, Taboão da Serra, São Paulo, Brazil.

### 2.3. Análise da frequência de ressonância de implantes dentários (RFA)

A RFA fornece informações sobre a rigidez da interface osso-implante. O valor medido é uma combinação de contato do implante-osso e densidade óssea ao redor dos implantes.

O sistema RFA mais recente para uso clínico é o Ostell Mentor (Osstell AB, Gotemburgo, Suécia), que utiliza um transdutor (SmartPeg) aparafusado ao implante. O implante pode ser acessado através de pulsos eletromagnéticos gerados por um dispositivo portátil, que reúne valores numéricos correspondentes ao quociente de estabilidade do implante (ISQ). Esses valores podem variar de 1 a 100, com valor um representando estabilidade muito baixa. Valores de ISQ inferiores a 50 são considerados crítico [14]. Há diversas variáveis que podem interferir nos resultados, como quantidade e a qualidade óssea, a técnica cirúrgica, a geometria do implante, o comprimento e o diâmetro. Deve-se levar em consideração também a correlação entre os valores do ISQ e os processos de osseointegração do implante, como método de previsão do prognóstico [13].

Em relação à análise de RFA, estudos recentes realizados com implantes colocados em blocos ósseos artificiais ou em modelos animais, concluíram que os implantes cônicos apresentam valores de ISQ significativamente maiores em comparação com os implantes cilíndricos [14].

## 3. FATORES QUE INFLUENCIAM NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA DOS IMPLANTES

A estabilidade primária é um dos pré-requisitos para se atingir a osseointegração e o principal indicador do sucesso dos implantes. Está diretamente influenciada por fatores relacionados ao contato osso-implante, como a forma dos implantes, tratamento de superfície, perfil das roscas, densidade e deformação óssea, torque de inserção, deformação, diâmetro e comprimento dos implantes.

Para otimizar a estabilidade primária sem modificar as características ósseas é possível alterar a técnica cirúrgica e a macroestrutura (diâmetro, comprimento, forma e desenho da rosca) e a microestrutura do implante com tratamento de superfície.

### 3.1.1. Diâmetro e comprimento

A seleção apropriada do diâmetro do implante é geralmente baseada na quantidade de osso disponível [15].

Quando a espessura do osso cortical não é suficiente, o diâmetro do implante pode influenciar no sucesso do tratamento. Em rebordos alveolares com altura limitada, o uso de implantes maior diâmetro pode aumentar a interface osso-implante. Menores valores de tensão no osso e no implante, mensurados após o carregamento oclusal, têm sido observados em implantes de maior diâmetro, o que se justifica pela melhor distribuição pela maior área de contato entre o implante e o osso periimplantar [16].

Para suportar cargas mastigatórias um aumento no diâmetro do implante produz uma redução significativa na tensão, particularmente no osso cortical, enquanto o comprimento do implante tem certa influência nos padrões de tensão na interface do implante com o osso trabecular [17].

Uma proposta de Classificação baseada no comprimento e diâmetro para implantes dentários divide os implantes quanto ao diâmetro em extra pequeno (menor que 3mm), pequeno (de 3-3.75mm), padrão (maior ou igual a 3.75 e menor que 5 mm) e grande (maior que 5mm). Quanto ao comprimento os implantes foram classificados em extra curtos (menor ou igual a 6mm), curtos (entre 6-10 mm), padrão (maior ou igual a 10 mm e menor que 13mm) e longo (maior que 13 mm) [18].

Implantes de maior diâmetro têm maior área de contato osso-implante, maior resistência à fratura e maior estabilidade inicial, além de gerar menor tensão no osso [19].

Na prática clínica, o uso de implantes com maiores diâmetros é limitado pela espessura do rebordo alveolar residual. Yu et al., sugeriram que o diâmetro do implante deveria ser pelo menos metade da largura do rebordo; entretanto, rebordos alveolares mais estreitos pode haver um aumento da tensão [18].

Durante o carregamento, o aumento no comprimento do implante reduz a deformação óssea e a tensão máxima em comparação com implantes curtos [19].

Estudos avaliando o efeito do diâmetro do implante e do comprimento do implante em simulação por elementos finitos comprovaram uma redução da tensão na interface osso implante com a aplicação de cargas verticais e oblíquas ao pilar com o aumento do diâmetro e com menor efeito com o aumento do comprimento [20].

Uma consideração sobre a tensão e deformação no osso é que há variação de acordo com as diferentes partes da estrutura implanto-suportada. Outros parâmetros que influenciam na transferência de cargas mastigatórias para o osso são o tipo de carregamento, a interface osso-implante, o comprimento e diâmetro dos implantes, a forma e características das superfícies do implante, tipo e material da prótese e qualidade e

quantidade do osso adjacente. Durante o carregamento centralizado, a tensão máxima está localizada na cortical do osso, isso ocorre na área de contato com o implante. Quando a tensão máxima está no osso trabecular há uma concentração desta em torno do ápice do implante. No osso cortical, a distribuição da tensão é restrita à área imediata ao redor do implante, mas no osso trabecular, a distribuição da tensão é em uma área mais ampla [21].

### 3.2. Forma

A forma dos implantes influencia na estabilidade primária. O corpo do implante pode ser cilíndrico, cônico ou cilíndrico com o ápice cônico. Há um consenso de que implantes cônicos oferecem maior estabilidade primária e torque de inserção que os cilíndricos [22].

Os implantes dentários cônicos apresentam maior estabilidade primária quando posicionados em blocos de poliuretano de baixa densidade em comparação com a macrogeometria cilíndrica. Este fato pode ajudar os clínicos na escolha de um implante mais adequado para uso em tecido ósseo de baixa densidade [23].

A forma da parte cervical do implante é muitas vezes imprescindível para a obtenção de estabilidade, principalmente em ossos de baixa densidade, nos quais o osso medular é muito trabeculado, oferecendo pouca resistência à inserção do corpo do implante. O que se observa clinicamente é que nestes casos o implante apenas atinge uma certa estabilidade no final da instalação, devido à resistência da cortical à inserção da cervical do implante [24].

Entre as vantagens do implante cônico ou em forma de raiz sobre a forma cilíndrica está o menor espaço necessário na região apical, sendo úteis em regiões finas com concavidades labiais ou linguais, melhor estabilidade primária para colocação imediata nas cavidades alveolares e melhor distribuição das forças compressivas [25].

O implante cilíndrico necessita de um bom tratamento de superfície para compensar o menor contato com o tecido ósseo.

### 3.3. Perfil das roscas

Os implantes podem ser encontrados com diferentes geometrias, e formas dos filetes das roscas. O objetivo dos vários modelos dos implantes existentes no mercado é obter uma melhor distribuição das tensões no tecido ósseo. Os filetes de roscas são eficazes para aumentar o contato inicial com o osso circundante através da conversão de movimento rotativo em movimento linear, contribuindo para a estabilidade primária. No entanto, eles exibem diferenças na transmissão de cargas ao osso adjacente. O passo e o ângulo da face da rosca mudam a direção da força na interface osso-implante [25]. Existem diferentes formas de roscas para implantes, sendo classificadas como: triangulares, quadradas, trapezoidais e suas variações.

A intensidade da tensão cisalhante gerada pelos diferentes formatos de roscas aumenta à medida que o ângulo da rosca aumenta. Implantes com roscas quadradas dissipam cargas axiais com eficiência, principalmente por meio de uma força compressiva [26]. Implantes com roscas em forma de V e com rosca reversa transmitem uma combinação de forças de compressão, tração e cisalhamento [27].

Com relação aos tipos de roscas a serem utilizados, é possível verificar uma maior indicação para utilização de roscas quadradas em áreas que apresentam tecido com baixa densidade para a dissipação das tensões, melhorar o travamento e favorecer o processo da osseointegração. No entanto, a técnica de instalação do implante com este tipo de rosca em osso de densidade elevada apresenta maior resistência pela ausência de uma superfície com formato cortante, como o da rosca triangular [28].

A diminuição do passo da rosca auxilia na estabilidade do implante e o aumento da profundidade da rosca favorece a estabilidade em pacientes com má qualidade óssea. As microroscas no colo do implante tem o objetivo de aumentam o contato osso-implante e contribui para a manutenção do osso marginal [29].

A forma do implante é um dos fatores-chave para modular a estabilidade primária e a distribuição da tensão para o osso periimplantar. As características geométricas de um implante afetam fortemente sua área de superfície e, como consequência, influenciam a quantidade de contato osso-implante (BIC). Implantes com roscas mais profundas, passo pequeno e ângulo de hélice reduzido aumentam a estabilidade primária e o contato osso-implante, mas reduz a osseocompressão [26].

Geramizadeh et al., fazendo a comparação entre três implantes de acordo com sua macrogeometria usando um modelo de análise por elementos finitos (AEF) chegaram à conclusão de que um implante cônico com microroscas na área superior e roscas em forma de V no terço médio e inferior do corpo tem a distribuição de tensões mais uniforme e desejável no entorno do osso cortical [30].

Abuhussein et al., por meio de uma revisão avaliaram a influência dos tipos de roscas na distribuição das tensões no tecido ósseo e na estabilidade dos implantes. Os autores verificaram que as roscas ou microroscas eram favoráveis para a preservação óssea marginal, e o maior número e tamanho das roscas contribuem para o aumento da estabilidade primária [31].

### 3.2 Microgeometria

#### 3.2.1. Superfície dos Implantes

Nas últimas décadas surgiram mudanças dos paradigmas sobre como as características da superfície dos biomateriais que influenciam na resposta biológica. Foram desenvolvidas superfícies com microrrugosidade como a molhabilidade aumentam a energia de superfície, melhorando o contato celular e a osseointegração dos implantes de titânio. Os efeitos sinérgicos das características da topografia em nanoescala, a molhabilidade e a qualidade da interface implante-osso são relevantes para o sucesso dos sistemas de implante.

Vários tratamentos da superfície dos implantes são usados, os quais influenciam na interação do titânio com os tecidos biológicos. Os tratamentos das superfícies interferem no processo de osseointegração, na molhabilidade, rugosidade e morfologia. A rugosidade da superfície dos implantes altera a adesão e fixação das células osteogênicas. A rugosidade pode ser quantificada por vários parâmetros, sendo o Ra o mais usado, o qual representa o valor médio aritmético do tamanho dos picos e vales existentes na superfície em relação a uma linha média imaginária calculada. Quanto à dimensão da rugosidade dos implantes, pode-se dividi-la em três níveis: macrorrugosidade, microrrugosidade e nanorrugosidade. A macrorrugosidade com ordem de grandeza de milímetro não influencia na osseointegração, mas afeta a distribuição das forças para o osso e na estabilidade do implante [32]. Idealmente, a rugosidade necessária para a formação óssea de qualidade ocorre quando se tem uma superfície com Ra entre 1,0 e 2,0 μm de rugosidade [30].

Na região do segmento subepitelial, a rugosidade em torno de 1,0 μm (Ra) permite a adesão do tecido conjuntivo. Para a região endóssea, a superfície do implante deve induzir a regeneração e a remodelação óssea, promover ótima distribuição de cargas, aumentar a área de contato e levar à máxima deposição celular [32].

A molhabilidade interfere no comportamento celular e é avaliada pelo ângulo de contato. A composição química e a energia de superfície são essenciais para a adesão dos osteoblastos, sendo a primeira fase de interação entre as células e o biomaterial, orientando a proliferação celular no contato com o implante [2].

As superfícies dos implantes determinam as reações interfaciais primárias com componentes do sangue, células ósseas, epiteliais e do tecido conjuntivo, como adsorção de macromoléculas, adesão celular, proliferação e diferenciação.

Os orifícios para a inserção dos implantes dentários são imediatamente preenchidos com sangue devido à ruptura de vasos sanguíneos danificados e trauma vascular no osso. A formação de coágulo de fibrina está associada à maioria dos processos de cicatrização de feridas e parece estar ligado a reações iniciais de osseointegração. O coágulo sanguíneo serve de arcabouço à migração de células-tronco mesenquimais e secreção de enzimas fibrinolíticas. Este processo de migração para um arcabouço de tecido conjuntivo temporário é denominado osteocondução, sendo a primeira fase da osseointegração. Após a osteocondução, há formação do novo osso que é iniciada pela diferenciação de osteoblastos [31].

Os objetivos dos tratamentos das superfícies dos implantes são: reduzir o tempo de carregamento após a cirurgia, acelerar o crescimento e maturação óssea para permitir o carregamento imediato, aumentar a estabilidade primária, garantir o sucesso na aplicação em osso com menor densidade e quantidade, obter crescimento ósseo diretamente na superfície do implante, aumentar a área de osseointegração, obter contato osso-implante sem a interposição de camadas protéicas amorfas, atrair células osteoblásticas, pré-osteoblásticas e mesenquimais, atrair proteínas de ligação específicas para células osteogênicas (fibronectina) e obter maior concentração possível de proteínas de ligação celular [2].

Implantes orais moderadamente rugosos são os comercializados, com base nas evidências científicas de que essas superfícies proporcionam melhor resposta óssea. Uma tendência geral nos experimentos *in vivo* é que o aumento do valor de Sa resulta em aumento da resistência ao cisalhamento interfacial [33].

Usando o método de análise por elemento finito (AEF), Halldin et al. (2015) estimaram a resistência ao cisalhamento interfacial para diferentes superfícies. Foi constatado que uma superfície com o valor de Sa (altura média das estruturas) de 1,51 teve um valor de 45% de aumento da resistência ao cisalhamento interfacial em 12 semanas de cicatrização em comparação com uma superfície com um valor de Sa de 0,91 [34].

Santiago Junior et al., observaram que implantes com tratamento de superfície apresentam maior tensão e deformação no osso cortical do que implantes usinados, o que os autores atribuem ao aumento da área dos implantes com superfície tratada, porém há melhor distribuição da tensão de compressão no osso perimplantar [35].

A modificação da superfície dos implantes é recomendada por ampliar a área de contato ósseo, permitindo assim maior resistência à força de cisalhamento, devido ao aumento do coeficiente de atrito [36].

Na figura 2 observa-se os fatores que influenciam na estabilidade primária como o tratamento de superfície, o perfil da rosca e forma dos implantes.

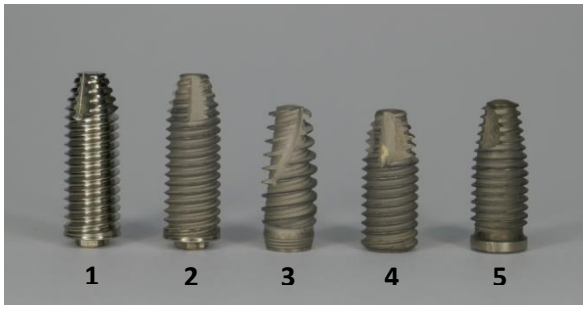



Figura 2: Implantes com diferentes formas que influenciam a estabilidade primária: 1- Implante usinado; 2- Implante com superfície com duplo ataque ácido; 3- Perfil de rosca trapezoidal; 4- Corpo cilíndrico e rosca triangular; 5- Cônico.

## 4. PARÂMETROS RELACIONADOS AO HOSPEDEIRO QUE INFLUENCIAM NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA RELACIONADOS AO HOSPEDEIRO

### 4.1. Densidades Ósseas

Basicamente três parâmetros que caracterizam os diferentes tipos de osso que influenciam na estabilidade primária: densidade, deformação na instalação e ocorrência de necrose. Como a tensão máxima ocorre no nível cortical, tem sido recomendado que o osso cortical nos locais de inserção de implantes deve ter pelo menos 1,0 mm de espessura. A densidade mineral óssea também é importante para garantir a estabilidade dos implantes endósseos. Shah, Behrents, Kyung, (2012) verificaram aumentos significativos no torque de inserção quando os minimplantes foram inseridos em corticais mais espessas. Eles enfatizam o aumento do torque de inserção com a elevação da densidade óssea [35].

As variações das densidades ósseas nas diferentes regiões dos maxilares podem ser parcialmente responsáveis pelas maiores evidências das falhas clínicas na maxila do que na mandíbula [46]. Dados da literatura citam que a densidade óssea é o principal fator que influencia na estabilidade primária dos implantes dentários [22]. Isto se baseia na observação de que nenhuma outra característica (forma e dimensão, técnica cirúrgica e superfície dos implantes) foi capaz de gerar grandes variações nos valores de torque de inserção. A densidade óssea é o parâmetro mais importante para a obtenção da estabilidade inicial [22].

Duas classificações são usadas na implantodontia para qualificar as densidades ósseas e auxiliar no planejamento clínico-cirúrgico e na previsibilidade do tratamento com implantes dentários. Lekholm e Zarb, 1985 propuseram uma classificação com base na qualidade óssea e nas densidades, propondo 4 classes de osso (Figura 3) [36]:

DI: osso compacto e homogêneo;

DII: espessa camada de osso compacto circundando núcleo de osso trabecular denso;

DIII: fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular denso com resistência favorável;

DIV: fina camada de osso cortical circundando núcleo de osso trabecular de baixa densidade.

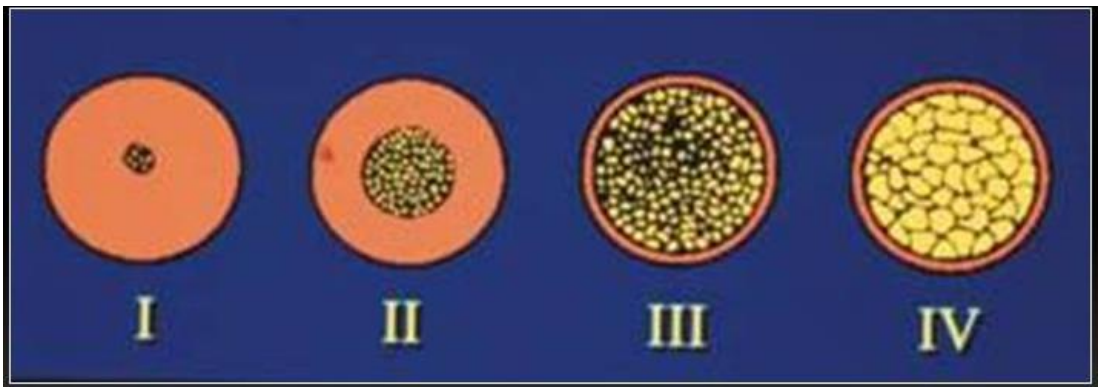


Figura 3: Classificação da qualidade óssea. Proposta de Lekholm e Zarby, 1985 [47].

Em 1988, Misch propôs que o osso pode ser dividido em quatro grupos com base nas características da cortical e do osso trabecular (Figura 4) [37]. O osso cortical pode ser denso, poroso, fino, espesso ou ausente. O osso trabecular pode ser grosso ou fino. As classes foram identificadas como D1, D2, D3 e D4, respectivamente:

D1: osso cortical denso;
D2: osso cortical poroso e trabecular grosso;
D3: cortical poroso (fino) e trabecular fino;
D4: osso trabecular fino.

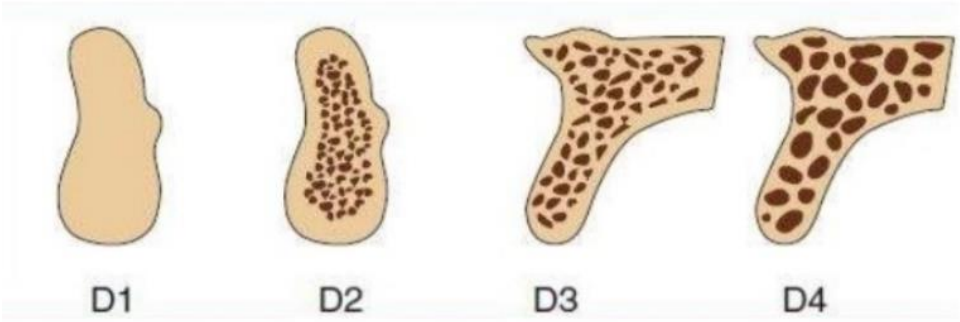



Figura 4: Classificação dos tipos de ossos com base nas características do osso cortical e trabecular [37].

A estabilidade mecânica impede os movimentos durante o primeiro estágio de cicatrização cirúrgica [37]. A resistência mecânica do osso, o módulo de elasticidade, a porcentagem de contato osso-implante e a distribuição axial das tensões ao redor do implante também estão relacionados à densidade óssea [37]. A qualidade do osso varia com a localização nos maxilares. Na região anterior da mandíbula é encontrado osso mais denso, seguida pela região anterior da maxila, depois pela região posterior da mandíbula e finalmente pela região posterior da maxila. Os maiores índices de insucesso são obtidos com implantes instalados na região posterior da maxila, onde a intensidade das forças orais é maior e a densidade óssea menor [38].

### 4.1.1 Deformação do Osso

Quanto maior o módulo de elasticidade, mais rígido é o material, portanto, o osso cortical tem menor capacidade de deformar do que o osso esponjoso. Uma segunda característica é a densidade do osso. Quanto maior a densidade do osso cortical, menor é a deformação e a tensão no osso [36]. Consequentemente, o osso cortical precisa de maior força para ser deformado do que o osso esponjoso.

Udomsawat, et al. (2019) analisaram as características da distribuição da tensão usando elementos finitos ao redor de 3 implantes com formas diferentes. Observaram que as tensões máximas foram localizadas no osso cortical [39]. Os autores atribuíram este fato à duas características dos materiais, sendo a primeira a propriedade elástica de cada tipo de osso. Osso cortical tipo II tem módulo de Young (E) igual a $9x10^3 N/mm^2$, o qual é superior a $0,7x10^3 N/mm^2$ do osso esponjoso [40].

Com a aplicação de forças compressivas são originadas fraturas transversais, mas, devido ao comportamento anisotrópico do osso, as linhas de pressão podem ser oblíquas. Sob tensão, um osso fratura na direção perpendicular à carga aplicada. No caso das forças de cisalhamento, estas agem paralelamente à superfície, deformando-o [41].

Quando um estímulo mecânico externo produz deformação no tecido ósseo, a célula óssea sofre deformação. A tensão de cisalhamento sobre a membrana plasmática dos osteócitos é transmitida por toda a célula através de uma complexa rede que conecta a membrana plasmática ao núcleo, num processo chamado mecanotransdução. Presume-se que as cargas mecânicas aplicadas ao osso sejam transduzidas pelo esqueleto via sinais mecânicos e são detectadas por determinadas células que geram sinais bioquímicos, regulando a formação e reabsorção óssea [42].

## 4.2. Necrose Óssea

Com base na teoria de Wolff, a resposta do osso em termos de reabsorção ou cicatrização está diretamente relacionado com a tensão no osso [42]. Várias pesquisas relataram a relação entre a forma do corpo

do implante e a distribuição da força estática [43]. Estudos histológicos mostram que o implante colocado em osteotomias excessivamente subdimensionadas resulta em microfissuras induzidas no osso cortical, levando à necrose e remodelação que pode comprometer a estabilidade primária do implante [42].

O osso marginal apresenta diferença na resposta óssea entre as duas abordagens cirúrgicas. Em implantes inseridos subdimensionados, o primeiro contato implante-osso ocorreu na primeira rosca ou acima dela. Em contraste, em cerca de 50% dos implantes inseridos sob pressão, a primeira rosca do implante não fica coberta com osso, mas com tecido fibroso [43].

Altos valores do torque de inserção podem ser gerados na instalação do implante com o aumento da altura do filete da rosca. No entanto, há necessidade de cautela com a tensão excessiva gerada, porque esta compressão pode exceder o limite fisiológico e desencadear a reabsorção óssea, levando à necrose e falha do implante dentário [44].

Em geral, as falhas dos implantes podem ser descritas como eventos iniciais ou tardios. As falhas iniciais ocorrem antes que o implante seja colocado em função. Estas falhas podem ter várias causas, entre elas o superaquecimento do osso durante a preparação do local do implante, falta de estabilidade primária, preparação excessiva do local do implante ou à má qualidade óssea, cargas orais elevadas ou parafunções [45]. Neste contexto, os implantes são clinicamente removidos. As falhas tardias são observadas após o carregamento e função. Em contraste, as falhas tardias dos implantes são principalmente devido a fatores biológicos. A perda óssea decorrente de peri-implantite ou fratura do implante são as prevalentes. A maioria dos implantes com falha tardia não apresenta mobilidade e permanece pelo menos parcialmente osseointegrados na porção apical [46].

## 5. Influência da técnica cirúrgica na estabilidade primária

### 5.1. Técnica Cirúrgica

Uma técnica cirúrgica adequada é extremamente importante para a obtenção de altas estabilidades primárias, principalmente em ossos de pouca densidade e/ou quantidade.

Na condição ideal de cicatrização pós-operatória, ocorre uma cascata de fenômenos celulares e moleculares, incluindo a formação do coágulo sanguíneo, angiogênese, migração de células osteoprogenitoras, aposição de tecido ósseo na superfície do implante, remodelação secundária e peririmplantar do osso pré-existente [47].

Quanto menor for o diâmetro do alvéolo cirúrgico em relação ao diâmetro do implante, maior será a compressão óssea e maiores os torques de inserção. Para se obter a maior estabilidade deve-se preparar adequadamente o leito cirúrgico. Os protocolos convencionais usados nas cirurgias sugerem que o alvéolo cirúrgico deve ser aproximadamente 0,7 mm menor que o diâmetro do implante. Este procedimento é chamado de subinstrumentação. Em ossos de baixa densidade, uma subinstrumentação pode aumentar de forma significativa a estabilidade primária [2].

Al-marshood et al., 2011 estudaram duas técnicas cirúrgicas para a instalação dos implantes dentários colocados bilateralmente na mandíbula de cães Beagle [48]. Os implantes foram instalados usando a técnica subdimensionada e a técnica convencional com escalonamento das brocas. Os métodos utilizados para analisar o contato osso-implante (BIC: bone implant contact) e o volume ósseo (BV: bone volume) em torno do implante 3 meses após a cirurgia foram baseados em microtomografia computadorizada (micro-CT) e métodos histométricos. Os autores concluíram que a porcentagem de BIC foi significativamente maior para os implantes instalados com a técnica subdimensionada. Observaram uma diferença significativa entre a técnica subdimensionada e a escalonada para a primeira rosca de parafuso em relação ao contato ósseo. O maior contato ósseo foi devido à ocorrência de pequenos fragmentos ósseos criados durante a instalação subdimensionada no leito alveolar [48]. Os fragmentos ósseos possuem potencial de osteogênese e podem atuar como uma espécie de autoenxerto [49].

Outro protocolo que pode ser seguido para a escolha do diâmetro do implante é a avaliação clínica da densidade óssea com base na percepção tátil.

Durante a instalação do implante dentário, a tensão varia com a região ao longo da superfície e varia com a densidade óssea, forma do implante e com a metodologia empregada na osteotomia.

A forma da fresa final é projetada para cortar o osso de acordo com a forma do implante, mas não é perfeitamente semelhante à geometria do implante. Cada sistema de implante preconiza o uso de uma broca final com tamanho apropriado para o diâmetro e comprimento do implante [50]. O processo de implantação distribui as forças de carregamento complexas em várias direções no osso circundante [50]. A direção de carregamento tem efeito significativo nos valores da tensão máxima e padrões de distribuição no sistema implante-osso. O padrão de tensão no osso circundante da cavidade preparada é distribuído de maneira mais uniforme quando a geometria do implante não desloca o osso circundante. O aumento abrupto na geometria do implante cria maior tensão no osso. Quando a magnitude da tensão supera a capacidade máxima de deformação

do osso ocorrem danos caracterizados pela formação de trincas ou fratura. Por outro lado, se a cavidade é maior do que a geometria do implante há menor contato entre o osso e o implante, diminuindo a estabilidade do implante. Portanto, o diâmetro da broca final é crítico para a osteotomia, porque o osso adjacente a fresa têm contato inicial direto com o implante. Quanto maior for a diferença geométrica entre o implante e a cavidade óssea, maior será a área óssea comprimida e maior a tensão gerada. Duyck observou que a diferença maior de diâmetro entre o colar do implante e a cavidade preparada, aumenta a tensão no osso [51].

Shalabi, et al., 2007 estudaram o efeito da rugosidade da superfície e a influência de diferentes técnicas cirúrgicas na fixação mecânica de implantes orais de titânio 12 semanas após a cirurgia [65]. Foram instalados 48 implantes com topografias de superfície usinadas ou jateadas e anodizadas em côndilos femorais de cabras. Os locais de implante foram preparados com emprego da técnica subdimensionada, ou pela técnica de condensação óssea com osteótomo. As análises foram feitas por teste de torque de remoção e histológica e análise no microscópio eletrônico de varredura. Os autores encontraram maior torque de remoção em implantes com tratamento de superfície com a técnica subdimensionada (98 a 29 N.cm). O torque médio (50 a 35 N.cm) para remover os implantes com superfície usinada e colocados pela técnica de osteótomo foram menores. Na instalação dos implantes anodizados foi usada a preparação subdimensionada do local de implantação, resultando numa força de ligação superior com o osso circundante em comparação com os implantes de superfície jateada. Existem evidências de que a técnica de preparação subdimensionada melhorou a fixação precoce de implantes orais. Basicamente, a diferença entre a técnica subdimensionada e a técnica de osteótomo é o grau de compressão do osso. Ambas as abordagens resultam em compressão óssea ao redor do implante, mas na técnica com osteótomo a compressão é claramente maior por causa de tensões que surgem quando um implante é colocado em um local de implantação de menor diâmetro. Tensões maiores podem ser geradas mesmo quando o diâmetro do implante é de apenas 100 μm menor do que o diâmetro da perfuração no osso. Em vista disso, a técnica de osteótomo pode apresentar falha devido à tensão no osso ao redor do leito de implantação em combinação com a densidade relativamente alta do osso trabecular dos côndilos femorais. Deve ser enfatizado que a técnica de osteótomo é projetada para ser usada em osso tipo IV e não em osso de alta densidade [52].

Assim, quanto menor for o diâmetro da cavidade óssea, maior será a tensão gerada pela compressão do implante, podendo ocasionar a perda óssea crestal. Portanto, o clínico deve usar a broca final de tamanho adequado compatível com o tamanho do implante e a seleção deve ser feitas com base na qualidade do osso do paciente [4].

## 6. Conclusão

De acordo com o que foi apresentado no presente capítulo, os implantes possuem características que influenciam na estabilidade mecânica e de acordo com a quantidade e densidade óssea deve-se priorizar determinado implante. Desta forma, faz-se necessário o conhecimento do clínico das formas, tipos de roscas, dimensões e tratamentos de superfícies que irão transmitir maior compressão ao osso perimplantar.

A estabilidade primária dos implantes é fundamental para o sucesso da osseointegração, sendo importante ao clínico estabelecer parâmetros para quantificar durantes a instalação.

## 7. Referências Bibliográficas


[1] Elias, C. N., Rocha, F. A., Nascimento, A. L., & Coelho, P. G. (2012). Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, *16*, 169-180.

[2] Elias, C.N., Oshida, Y., Lima, J.H.C., Muller, C.A., 2008. Relationship between surface properties (roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials 23 (4), 234–242.

[3] Insua, A., Monje, A., Wang, H. L., & Miron, R. J. (2017). Basis of bone metabolism around dental implants during osseointegration and peri-implant bone loss. Journal of biomedical materials research Part A, *105*(7), 2075-2089.

[4] De Andrade, C. L., Carvalho, M. A., Bordin, D., da Silva, W. J., Del Bel Cury, A. A., Sotto-Maior, B. S. (2017). Biomechanical Behavior of the Dental Implant Macrodesign. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 32(2); 264-70.

[5] Buser, D., Mericske-Stern, R., Bernard, J.P., Behneke, A., Behneke, N., Hirt, H.P., Belser, U.C., Lang, N.P., 1997. Longterm evaluation of non-submerged ITI implants, Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multicenter study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res. 8, 161–172.

[6] Heinemann, F., Bourauel, C., Hasan, I., Gedrange, T., 2009a. Influence of the implant cervical topography on the crestal bone resorption and immediate implant survival. J. Physiol. Pharmacol. 60 (Suppl. 8), 99–105.

[7] Heinemann, F., Mundt, T., Biffar, R., Gedrange, T., Götz, W., 2009b. A 3-year clinical and radiographic study of implants placed simultaneously with maxillary sinus floor augmentations using a new nanocrystalline hydroxyapatite. J. Physiol. Pharmacol. 60 (Suppl. 8), 91–97.

[8] Heinemann, F., Hasan, I., Bourauel, C., Biffar, R., Mundt, T. (2015). Bone stability around dental implants: Treatment related factors. Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger, 199, 3-8.

[9] Dalmolin, F.; Pinto Filho, S.T.L.; Cortes, A.M.; Brun, M.V.; Cauduro, C.R.; Schossler, J.E.W. Bone biomechanics and biomechanics essays: theoretical foundations. Ciência Rural, v. 43, n. 9, p. 1675-1682, 2013.

[10] Lozano-Carrascal, N., Salomó-Coll, O., Gilabert-Cerdà, M., Farré-Pagés, N., Gargallo-Albiol, J., & Hernández-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal, *21*(2).

[11] Makary, C., Menhall, A., Zammarie, C., Lombardi, T., Lee, S.Y., StacchI, C., Park, K.B. Primary stability optimization byusing fixtures with different thread depth according to bone density: a clinical prospective study one arly loaded implants. Materials, v. 12, n. 15, p. 2398, 2019.

[12] Rokn A, Ghahroudi AR, Mesgarzadeh A, Miremadi A, Yaghoobi S. Evaluation of stability changes in tapered and parallel wall implants: a human clinical trial. J Dent (Tehran). 2011;8:186-200.

[13] Cozzolino, F., Apicella, D., Wang, G., Apicella, A., & Sorrentino, R. (2019). Implant-to-bone force transmission: a pilot study for in vivo strain gauge measurement technique. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 90, 173-181.

[14] Rabel A, Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Estudo clínico da estabilidade primária de dois sistemas de implantes dentários com análise de frequência de rssonância. Clin Oral Investig 2007;11:257–265.

[15] Herrero-Climent M, Albertini M, Rios-Santos JV, et al. Análise de frequência de ressonância confiabilidade em instrumentos de terceira geração: mentor de Osstell. Med Or al Patol Oral Cir Bucal. 2012;17:e801–6.

[16] Lozano-Carrascal, N., Salomó-Coll, O., Gilabert-Cerdà, M., Farré-Pagés, N., Gargallo-Albiol, J., & Hernández-Alfaro, F. (2016). Effect of implant macro-design on primary stability: A prospective clinical study. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*, *21*(2), e214.

[17] Bayraktar M, Gultekin BA, Yalcin S, Mijiritsky E. Effect of crown to implant ratio and implants dimensions on periimplant stress of splinted implant-supported crowns: a finite element analysis. Implant Dent 2013;22:406–13.

[18] Jafarian, M., Mirhashemi, F. S., & Emadi, N. (2019). Finite element analysis of stress distribution around a dental implant with different amounts of bone loss: An in vitro study. *Dental and medical problems*, *56*(1), 27-32.

[19] Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: A finite element study. Int J Oral Maxillo fac Implants. 2009;24(5):866–876.

[20] Lee CT, Chen YW, Starr JR, Chuang SK. Survival analysis of wide dental implant: Systematic review and meta-analysis. Clin Oral Implants Res. 2016;27(10):1251–1264.

[21] Yu W, Jang YJ, Kyung HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: A quantitative approach. Int J Oral Maxillo fac Implants. 2008;24(1):88–95.

[22] Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res 2005;16:486–94.

[23] Eazhil, R., Swaminathan, S. V., Gunaseelan, M., Kannan, G. V., &Alagesan, C. (2016). Impact of implant diameter and length on stress distribution in osseointegrated implants: A 3D FEA study. Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry, *6*(6), 590.

[24] Rocha, F. Análise dos fatores que influenciam a estabilidade primária dos implantes dentários [Masters thesis]. Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2010.

[25] Garber, D. A., Salama, H., & Salama, M. A. (2001). Two-Stage Versus One-Stage—Is There Really a Controversy? Journal of Periodontology, 72(3), 417-421.

[26] Misch, C. E. (2007). Contemporary implant dentistry-E-Book. Elsevier Health Sciences.

[27] Desai, S. R.; Desai, M. S.; Katti, G.; Karthikeyan, I. Evaluation of design parameter so feight dental implant designs: A two-dimensional finite element analysis. Nigerian journal of clinical practice, v. 15, n. 2, p. 176-181, 2012.

[28] Lemos, C.A.A. A importância da geometria dos implantes para o planejamento em reabilitação oral: revisão de literatura. Revista Odontológica de Araçatuba, p. 22-28, 2014.

[29] Azcarate-Velázquez, F., Castillo-Oyagüe, R., Oliveros López, L. G., Torres Lagares, d., Martínez Gonzalez, a. j., Pérez Velasco, A., Serrera-Figallo, M. A. Influence of bone quality on the mechanical interaction between implant and bone: A finite element analysis. Journal of Dentistry, v. 88, p.103161, 2019.

[30] Geramizadeh, M.H. Katoozian, R., Amid, M. Kadkhodazadeh. Comparação de resultados de elementos finitos com análise de tensão fotoelástica em torno de implantes dentários com diferentes roscas. Dent Med Probl., v.55, p. 17–22, 2018.

[31] Abuhussein, H., Pagni, G., Rebaudi, A., Wang, H. L. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. Clinical oral implants research, v. 21, n. 2, p. 129-136, 2010.

[32] Rupp, F.; Liang, L.; Geis-Gerstorfer, J.; Scheideler, L.; Hüttig, F. Surface characteristics of dental implants: A review. Dental Materials, v. 34, n. 1, p. 40-57, 2018.

[33] Albrektsson, T., Wennerberg, A. Oral implant surfaces: Part 1 – review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. The International journal of prosthodontics, v. 17, p.536–5, 2004.

[34] Halldin, A., Ander, M., Jacobsson, M., Hansson, S. Simulation of the mechanical interlocking capacity of a rough bone implant surface during healing. Biomedical Engineering Online, v.14, p.45, 2015.

[35] Junior, J. F. S., Verri, F. R., DE Faria Almeida, D. A., de Souza Batista, V. E., Lemos, C. A. A., Pellizzer, E.P. (2016). Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. Materials Science and Engineering: C, v.63, p. 292-300, 2016

[36] Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Santiago, J. J., Moreno, A., Pellizzer, E. P. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. International journal of oral and maxillofacial surgery, v.43, n.9, p.1108-1116, 2014.

[37] Misch, C. E. Bone character: second vital implant criterion. Dent today, v. 7, n. 5, p. 39-40, 1988.

[38] Oliveira, A.; Elias, C.N.; Lima, J.H.C. Variação da estabilidade primária de im-plantes osseointegráveis em função da espessura da cortical. 2012.

[39] Udomsawat, C., Rungsiyakull, P., Rungsiyakull, C., Khongkhunthian, P. Comparative study of stress characteristics in surrounding bone during insertion of dental implants of three different thread designs: A three-dimensional dynamic finite element study. Clinical and experimental dental research, v. 5, n. 1, p. 26-37, 2019.

[40] Burstein, A.H.; Reilly, D.T.; Martens, M. Aging of bone tissue: mechanical properties. The Journal of bone and joint surgery. American volume, v. 58, n. 1, p. 82-86, 1976.

[41] Gusmão, C.V.B.; Belangero, W.D. Como a célula óssea reconhece o estímulo mecânico? Revista Brasileira de Ortopedia, v. 44, n. 4, p. 299-305, 2009.

[42] Mavčič, B.; Antolič, V. Optimal mechanical environment of the healing bone fracture/osteotomy. International orthopaedics, v. 36, n. 4, p. 689-695, 2012.

[43] JIMBO, R.; TOVAR, N.; YOO, D.Y.; JANAL, M N.; ANCHIETA, R B.; COELHO, P.G. The effect of diferente surgical drilling procedures on full laser-etched microgrooves surface-treated implants: an experimental study in sheep. Clinical oral implants research, v. 25, n. 9, p. 1072-1077, 2014.

[44] Lages, F.S.; Douglas-De Oliveira, D.W.; Costa, F.O. Relationship between implant stability measurements obtain edby insertion torque and resonance frequency analysis: A systematic review. Clinical Implant Dentistry and Related Research, v. 20, n. 1, p. 26-33, 2018.

[45] Froum, S.J.; Dagba, A S.; Shi, Y.; Perez-Asenjo, A.; Rosen, P.S.; Wang, W.C. Successful surgical protocols in the treatment of peri-implantitis: a narrative review of the literature. Implant dentistry, v. 25, n. 3, p. 416-426, 2016.

[46] Solderer, A.; Al-Jazrawi; A., Sahrmann P.; Jung, R.; Attin, T.; Schmidlin, P. R. Removal of failed dental implants revisited: Questions and answers. Clinical and experimental dental research, v. 5, n. 6, p. 712-724, 2019.

[47] Monje, A.; Ravida, A.; Wang, H.L.; Helms, J.A.; Brunski, J.B. Relationship Between Primary/Mechanical and Secondary/Biological Implant Stability. international Journal of Oral & Maxillo facial Implants, v. 34, 2019.

[48] Dhore, C.R.; SneL, S.J.; Jacques, S.V.N.; Naert, I.E.; Walboomers, X.F.; Jansen, J.A. In vitro osteogenic potential of bone debris resulting form placement of titanium screw-type implants. Clinical Oral Implants Research, v. 19, p. 606–611, 2008.

[49] Ramasamy, M.; Giri, R. R.; Subramonian, K.; Narendrakumar, R. Implant surgical guides: From the past to the present. Journal of pharmacy &bioallied sciences, v. 5, n. Suppl 1, p. S98, 2013.

[50] Shamami, D. Z.; Karimi, A.; Beigzadeh, B.; Derakhshan, S.; Navidbakhsh, M. A three-dimensional finite element study to characterize the influence of load direction on stress distribution in bone around dental implant. Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, v. 4, n. 9, p. 693-699, 2014.

[51] Duyck, J.; Corpas, L.; Vermeiren, S., Ogawa, T.; Quirynen, M.; Vandamme, K.; Naert, I. Histological, histomorphometrical, and radiological evaluation of an experimental implant design with a high insertion torque. Clinical Oral Implants Research, v. 21, n. 8, p. 877-884, 2010.

[52] Shalabi, M. M.; Wolke, J. G.; De Ruijter, A. J.; Jansen, J. A.A mechanical evaluation of implants placed with different surgical techniques into the trabecular bone of goats. Journal of Oral Implantology, v. 33, n. 2, p. 51-58, 2007.