



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**CRITÉRIOS PARA DECISÃO NA UTILIZAÇÃO DE IMPLANTES
ESTREITOS**

Trabalho submetido por

Cynthia Gonczarowska

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

CRITÉRIOS PARA DECISÃO NA UTILIZAÇÃO DE IMPLANTES ESTREITOS

Trabalho submetido por

Cynthia Gonczarowska

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor José Alexandre Reis

Trabalho co-orientado por

Mestre Sónia Silvério

setembro de 2021

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Criador do Universo, porque sem Ele nada seria possível.

Agradeço ao meu orientador Prof. Doutor José Reis por aceitar conduzir de forma impecável o meu trabalho de pesquisa. Muito obrigada!

Gostaria também de agradecer a minha co-orientadora, a Professora Sónia Silvério, por todo apoio e colaboração nesse projecto final.

À minha mãe, que mesmo longe sempre esteve perto através das orações.

Ao meu pai e Patrícia, em especial, por abraçarem a minha família, principalmente nos vários momentos que estive sozinha.

Ao meu marido, André, que tanto amo, por acreditar e viver esse sonho em conjunto.

Ao meu filho, André Henrique, por compreender as várias horas em que estive ausente por causa do desenvolvimento deste trabalho.

À minha bebé, Maria, um presente de Deus, que me fez mais forte durante essa jornada, onde pude perceber e vivenciar a força de uma mãe.

Agradeço ao meu colega da clínica, Nelson, pela oportunidade do convívio e pela cooperação mútua durante estes anos.

Ao meu padrinho, Alberto por todo carinho e apoio. Feliz por tê-lo por perto de novo. À todos os meus amigos que me ajudaram de diversas formas, Pedro Ferreira, Gabriela Rosa, Livia, Ricardo, Manuela, Rodrigo e Isabele.

RESUMO

Os implantes dentários apresentam resultados muito satisfatórios, tendo uma alta taxa de sucesso com ampla indicação de tratamento. (Al - Nawas et al., 2012; Moraschini, Poubel, Ferreira & Barboza Edos, 2015; Schiegnitz et al., 2015).

Apesar dos estudos realizados com um tempo prolongado demonstrarem uma alta taxa de sucesso (PIERI et al., 2014), os espaços reduzidos ou rebordos estreitos ainda constituem um desafio à reabilitação. (ROMEO et al., 2005).

Assim sendo apareceram no mercado os implantes de diâmetro estreito (NDIs), como a proposta de solucionar os casos de reduzido espaço interdentário, situações que não se faça enxerto ósseo ou uso de aparelho ortodôntico. (Lauritano, et al., 2014; Galindo et al., 2017; King et al., 2016).

Contudo, os implantes estreitos levantaram dúvidas quanto a sua resistência. O trabalho de Carneiro et al., 2016 (Carneiro, et al., 2016) observou que implantes de junção hexágono externo de diâmetros reduzidos são menos resistentes que implantes de diâmetro regular e que quando o implante de diâmetro reduzido tem a junção Morse, este apresenta resistência semelhante aos implantes regulares, mostrando que a junção do implante pode influenciar na sua resistência.

As indicações para os implantes estreitos são para áreas debaixo esforço mastigatório, no caso os incisivos laterais tanto superior com inferior, espaço reduzido e/ou sob sobredentaduras (Müller, et al., 2015; Oyama, et al., 2012; Anitua, et al., 2010; Hallman 2001).

Objetivos: Avaliar as características dos implantes estreitos e determinar os critérios de decisão para a sua utilização.

Metodologia: A pesquisa irá ser realizada através da bibliografia online presente nos motores de busca PubMed, Google Acadêmico, SciELO e Cochrane. Será dada preferência a revisões sistemáticas e meta-análises, sendo excluídos artigos de casos reportados ou caso controle. Todos os artigos que não estejam completos também serão excluídos.

Palavras-chave: Implantes estreitos, Sobrevivência, Sucesso, Falha.

ABSTRACT

Dental implants show very satisfactory results, having a high success rate with a large treatment indication. (Al - Nawas et al., 2012; Moraschini, Poubel, Ferreira & Barboza Edos, 2015; Schiegnitz et al., 2015).

However, with all the realized studies by long-term , shows a high success rate (PIERI et al., 2014), empty spaces and dental borders, are still a great challenge in recovery treatment. (ROMEO et al., 2005).

To help in this challenge, some companies had developed thin diameter implants, with the proposal to solve problems related with reduced space between teeth, situations not recommended for bone graft, or orthodontic appliance use. (Lauritano, et al., 2014; Galindo et al., 2017; King et al., 2016).

However, thin implants have putted some questions about their resistance. Carneiro's work (Carneiro, et al., 2016). Has observed that thin external hexagonal with reduced diameter implants are less resistant than regular ones, but when reduced diameter implants has a morse junction, they have a resistance similar to regular ones. Does it lead us to believe, that implants junction have a very important influence in implants resistance.

Indications for narrow implants, they should be used in low effort masticatory areas, in cases of lateral incisors both upper and lower, and or under dental prothesis (Müller, et al., 2015; Oyama, et al., 2012; Anitua, et al., 2010; Hallman 2001).

Objectives: Evaluate all characteristics of narrow implants and determine decision factors for its utilization.

Methodology: A research will be realized over online bibliograph, using search engines, like Academic Google, PubMed, SciELO and Cochrane. My personal preference will be systematics and meta-analysis review, excluding articles of reported cases, or control cases. All non-completed articles will be ignored.

Keywords: Narrow implants, Survive, Success and Failure.

ÍNDICE GERAL

I.	INTRODUÇÃO	13
II.	DESENVOLVIMENTO	15
1)	ANATOMIA ÓSSEA	15
1.1)	Definição	15
1.2)	Mecanismo de ossificação	16
1.2.1)	Remodelação Óssea	16
1.3)	Disponibilidade óssea	19
2)	IMPLANTE	20
2.1)	Design do implante	21
2.1.1)	Tipo de material constituinte	22
2.1.2)	Tipo de tratamento de superfície	23
2.1.3)	Tipo de conexão	28
2.1.4)	Diâmetro	32
2.2)	Tipo de reabilitação	34
2.2.1)	Cimentadas	35
2.2.2)	Aparafusadas	36
3)	FATORES QUE INFLUENCIAM A TAXA DE SUCESSO DOS IMPLANTES ESTREITOS	38
3.1)	Sobrevida	38
3.2)	Complicações de implantes	40
4)	DECISÃO	41
4.1)	Critérios Clínicos	41
4.2)	Árvore de decisão	43
III.	CONCLUSÃO	45
IV.	BIBLIOGRAFIA	47

Índice de Figuras

Figura 1 - Esquema ilustrativo do processo de remodelação óssea. Adaptado de Kohli, 2018.	18
Figura 2 - Ilustração da densidade óssea por Lekholm e Zarb (1985).	19
Figura 3 - Descrição macroscópica da densidade óssea por Misch (2005).....	20
Figura 4 - Corte de um dente natural e um implante com coroa por Kohavi, 2001.	21
Figura 5 - Comparativo de geometria externa entre implantes com conexão hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica interna (Rodrigues, 2011).....	22
Figura 6 - Implante de hexágono externo. Aspecto clínico do implante por vista oclusal (A); conexão do pilar com a porção “macho” presente no implante (B) e; aspecto radiográfico (C). (Rodrigues, 2011)	29
Figura 7 - Corte coronal da conexão de hexágono externo; uma pequena concavidade do tecido ósseo ao redor da plataforma caracteriza a perda óssea conhecida como taça “”. (Rodrigues, 2011).....	29
Figura 8 - Implante de hexágono interno. Aspecto clínico do implante por vista oclusal (A); conexão do pilar com a porção “macho” presente no pilar aspecto clínico do implante pela vista oclusal (B) e; aspecto radiográfico (C). (Rodrigues, 2011)	31
Figura 9 - Implante com conexão hexágono interno (Rodrigues, 2011).	31
Figura 10 - Implante com conexão cone morse (Rodrigues, 2011).....	32
Figura 11 - Corte coronal de conexão interna do tipo cone Morse; a plataforma de assentamento do pilar, menor que a do implante, caracteriza o conceito de platform swithch que pode reduzir a perda óssea ao redor do implante (Rodrigues, 2011).....	32
Figura 12 - Implante com 3,3 mm (pequeno) de diâmetro; B: implante com 3,75 mm (regular) de diâmetro; C: implante com 5,0 mm(grande) de diâmetro. (Rodrigues, 2011).	33
Figura 13 - Apresentação dos diâmetros de implantes. Catálogo (Straumann, 2021)....	33
Figura 14 - Ilustração prótese fixa implantossuportada cimentada. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).....	36

Figura 15 - Ilustração prótese fixa implantossuportada aparafusada (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)..... 37

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Tipos de conexões internas de implante para abutment. Adaptado de Muley et al. 2012.	30
Tabela 2 - Tabela de classificação proposta para terminologia de implantes dentários com base no diâmetro e comprimento. Adaptada de Al-Johany et al. 2017.	34
Tabela 3 - Tabela de apresentação de série de pontos de próteses implantossuportadas aparafusadas e cimentadas. Adaptada de Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014.	37

Lista de Abreviaturas:

BMU - Unidade multicelular básica

NDIs - Implantes de diâmetro estreito

NF-B – fator nuclear B

CFS - Factor estimulante de colônias

mm -Milímetro

DMO - Densidade mineral óssea

Ti - Titânio

CpTi - Titânio puro

TiZr - Titânio-zircônio

Ti-6Al-4V: ligas de titânio

TiO₂ - Camada de óxido de titânio

CM- Cone Morse

HA- Hidroxiapatite

HE – Hexágono externo

HI – Hexágono interno

RDIIs – Implantes de tamanho regular

1 INTRODUÇÃO

Desde a década de 1970, os implantes dentários, são vistos como uma substituição eficaz para dentes ausentes e ainda hoje, após décadas melhorando sua tecnologia para deixá-los mais confiáveis, são implementados na reabilitação com uma das opções mais eficazes na implantologia.

A correcta selecção do implante é crucial para o sucesso da reabilitação e o diâmetro do implante é um factor que deve ser considerado. Algumas situações específicas restringem a instalação de implantes de diâmetro regular (3,75mm) como rebordos alveolares severamente reabsorvidos, espaços mésio-distais estreitos ou reabilitação de elementos dentários com diâmetros cervicais estreitos, como incisivos inferiores (Tarnow et al. 2003).

Outras condições patológicas como periodontite ou inflamações de origem endodôntica, bem como a perda de elementos dentários podem resultar em defeitos ósseos severos, resultando em rebordos alveolares estreitos (Park et al., 2010; Araújo & Lindhe, 2005; Fiorellini et al., 2005).

Os implantes estreitos, com diâmetro menor que 3,5mm, contudo, tornam-se benéficos em casos restritos, como a substituição de elementos com diâmetro cervical reduzido - incisivos laterais superiores e incisivos inferiores - evitando enxertos ósseos e/ou tratamentos ortodônticos preliminares à sua instalação (Galindo-Moreno et al., 2017; King et al., 2016; Lauritano et al., 2014).

Além da redução do diâmetro dos implantes, as conexões protéticas também evoluíram com o surgimento das conexões internas, como os hexágonos internos e cone Morse. Estas conexões representam importantes factores na promoção de uma melhor distribuição de stress e manutenção de osso ao redor do implante (Zancopé et al., 2017).

Uma questão muito relevante que deve ser considerada é a biocompatibilidade, definida como “um estado de mútua coexistência entre um material e o ambiente fisiológico, sem que um exerça efeito desfavorável sobre o outro” (Boss et al., 1995).

O material que forma a liga dos implantes é composto por pelo menos 2 ou mais metais, entretanto apresentam-se normalmente com 4 metais, podendo também apresentar com 6 metais, buscando a melhoria das propriedades da liga, sabendo-se que o metal puro não apresenta propriedades suficientes, tanto biológicas quanto físicas para sua utilização

na cavidade oral. (Wataha, 2000). A classificação das ligas médicas são descritas a partir das propriedades estéticas, químicas, mecânicas e físicas.

A escolha da liga médicas que se pretende utilizar deve obedecer a três factores básicos: propriedades biológicas, propriedades físicas e custo, é essencial que a liga contenha excelentes propriedades biológicas, físicas e químicas. No entanto a escolha das ligas é feita maioritariamente pelo seu custo e cor, sendo estes os factores menos adequados e eficientes (Wataha e Messer, 2004).

Um material que apresenta excelentes características devido à sua boa biocompatibilidade, alta ductilidade, taxa elevada de resistência à corrosão é o titânio e suas ligas, sendo por isso amplamente utilizado nos implantes dentários. Entretanto uma desvantagem na utilização do titânio e suas ligas é a baixa resistência ao desgaste que apresenta (Toptan et al., 2017)

Apesar de implantes de diâmetro reduzido apresentarem muitas vantagens clínicas, algumas características biomecânicas e biológicas devem ser analisadas com cuidado. Quando nos referimos à implantes com diâmetro regular (3,75mm), o risco de fractura é de aproximadamente 2 para cada 1000 implantes instalados (Spachez-Peres et al., 2010).

Factores como, diâmetro, comprimento e a superfície são condicionantes que estão associadas ao sucesso do implante (Degidi, Piattelli, and Carinci 2008).

Parâmetros como o diâmetro e comprimento dos implantes tem influência na estabilidade dos implantes. Quanto maior o diâmetro do implante, mais estabilidade apresentará. E para os implantes estreitos será directamente inverso, reduzindo assim a estabilidade, isso devido ao momento de inserção, que por ser estreito, terá menos atrição na parte coronal (Degidi et al. 2008).

Este trabalho apresenta como objectivo analisar os critérios do uso de implantes estreitos. Serão abordados assuntos quanto a classificação, factores relacionados com a taxa de sobrevivência e as vantagens na escolha dos implantes estreitos como uma opção de tratamento.

2 DESENVOLVIMENTO

2.1 ANATOMIA ÓSSEA

2.1.1 Definição

No humano em fase adulta, existem 213 ossos, tirando os sesamóides. Sendo um tecido biológico, tem como objectivo actuar no corpo fornecendo suporte de estrutura, movimentação, protege órgão vitais e muito importante é um repositório dos factores de crescimento e minerais, bem como actua na homeostase mineral, ácido base e síntese da hematopoiese (Buck and Dumanian 2012).

O osso é um tecido dinâmico, caracteriza-se por ser do tipo conjuntivo, que tem actividade activa durante toda a vida (Nakamura, 2007).

Os ossos podem ser classificados de muitas maneiras diferentes: de acordo com a localização, forma, consistência ou tamanho. (Buck and Dumanian 2012)

São constituintes do esqueleto craniofacial primordialmente os ossos planos, entretanto compõem também as costelas, esterno e as escápulas. Na sua conformação, eles diferem dos ossos longos, pois não possuem diáfises, nem metáfases ou mesmo as apófises. Sua arquitectura é composta por maioritariamente osso esponjoso com camadas de osso cortical de espessura fina. O osso tem na sua estrutura de forma generalizada um espaço circundado por tecido ósseo e periósteo ou pode ter um espaço medular central. Sendo os tipos prevalentes o esponjoso e cortical, ambos apresentam de igual forma os componentes gerais da matriz, entretanto são diferentes de maneira significativa no metabolismo, na estrutura tridimensional e na densidade, levando em particular suas actuações fisiológicas no organismo (Buck and Dumanian 2012).

A maioria dos ossos tem uma camada externa rígida e densa de osso compacto, o córtex e a zona medular central ou esponjosa de finas trabéculas ósseas estreita interconectadas (Mohamed, 2008).

Tendo a sua estrutura organizada e apresentando-se rígido, o osso consegue manter força no nível alto com o mínimo de peso. (Mohamed, 2008)

Por constituir os diversos elementos do esqueleto, tendo em consideração que esse tecido biológico apresenta amplas propriedades estruturais e mecânicas, proveniente da sua conformação micro e macroestrutural. (Bartold, 2018)

O osso pode ser dividido em vários tipos diferentes de acordo com seu estágio de desenvolvimento e microestrutura como osso primário (tecido), secundário (lamelar), esponjoso (trabecular) e compacto (cortical). (Bartold, 2018)

Existem três classificações para o tecido ósseo. O osso primário, este está presente na fase embrionária e na cicatrização. Podem também fazer parte de alguns processos de algumas doenças. É disposto por fibras de colagénio onde os osteoblastos estão a rodeá-las de forma aleatória. Na fase de remodelação óssea, ocorre sua substituição pelo tipo de osso esponjoso ou cortical. (Nakamura, 2007)

O osso tem duas superfícies – A interna ou endóstio, perfaz uma única camada de células osteogénicas, não contendo nenhum tipo de tecido fibroso. A externa ou também chamado de perióstio, caracteriza-se por ser uma membrana transparente, de tecido conjuntivo, vascularizada, que está intimamente ligada ao osso, de forma a recobri-lo, com exceção das articulações. (Bottino, 2005).

A constituição óssea é 20% orgânica, 70% inorgânica e 10% de água, O osso é constituído por 70% de componentes inorgânicos, 20% de material orgânico, onde 90% é constituído por colagénio do tipo I e 10% de água (Bottino, 2005).

A parte inorgânica é composta pelos iões bicarbonato, sódio, citrato, magnésio, potássio, fosfato e cálcio. (Nakamura, 2007). O cálcio e o fosfato estão dispostos em finas placas e são conjugados com os outros componentes inorgânicos. (Buck and Dumanian 2012)

A componente orgânica do osso é constituída por colagénio tipo I e compostos orgânicos que não são colagénios. Sendo 90% na sua composição na matriz óssea, está presente de forma mais predominante como colagénio intrínseco, sendo este sintetizado pelos osteoblastos (Buck and Dumanian 2012).

2.1.2 Mecanismo de ossificação

2.1.2.1 Remodelação Óssea

Fase onde decorre a reparação e remoção de osso lesado (Clarke, 2008).

Nesse processo de remodelação, acontece no osso uma mudança na sua forma de maneira regulada, onde se tem a reabsorção óssea sendo substituída por novo tecido ósseo. Muito importante citar que esse processo de manutenção diária, mantém os ossos saudáveis, bem como actua na homeostase do cálcio (Buck and Dumanian 2012).

A remodelação óssea tanto pode de dá de forma aleatória, como em locais que precisam ser reparados (Clarke 2008). Decorre em um processo dividido em cinco fases (Kohli et al. 2018).

2.1.2.1.1 Ativação

Fase que faz o reconhecimento da área que irá ocorrer o processo da remodelação.

Estão presentes as células de revestimento, de seguida acontece a activação dos osteoclastos, estes vão recrutar e activar as células precursoras mononucleares dos osteoclastos. Isso faz com que ocorra uma separação do endósteo onde encontram-se as células de revestimento da matriz óssea e a fusão das células mononucleares que vão se diferenciar em pré-osteoclastos multinucleados que se ligam à superfície óssea. (Clarke, 2008)

2.1.2.1.2 Reabsorção

A fase da reabsorção tem a acção dos osteoclastos no processo de desmineralização da componente orgânica da matriz óssea. Do início do processo da remodelação até a fase da reabsorção, a regulação se dá pelo ligante NF-B (RANKL), interleucinas, hormonas, factor estimulante de colónias (CSF), vitamina D e calcitocina. Os osteoclastos vão libertar iões de hidrogénio, diminuindo o Ph e assim mobilizar o mineral ósseo. Numa segunda fase, são libertadas diversas enzimas proteolíticas que vão digerir a matriz orgânica, o que resulta na formação das lacunas de *Howship* e dos canais Haversianos, presentes na cortical (Clarke, 2008).

2.1.2.1.3 Reversão

Nessa fase ocorre a migração para o osso ou apoptose dos osteoclastos, compreende uma etapa que está entre a fase da transição e formação (Clarke, 2008). Os macrófagos

irão limpar os resíduos para iniciar a próxima fase do ciclo da remodelação (Kohli et al., 2018).

2.1.2.1.4 Formação

Dura em média de 4 a 6 meses, depois do processo de diferenciação dos pré-osteoblastos em osteoblastos, estes irão sintetizar a matriz óssea, que de maneira gradual faz a formação do novo osso. Os osteoblastos dão lugar aos quiescentes, camada única na superfície da matriz óssea. No fim dessa fase parte dos osteoblastos sofrem apoptose e outra parte fica como osteócitos dentro da matriz óssea. (Kohli et al., 2018)

2.1.2.1.5 Terminação

Representa o equilíbrio entre o osso que foi reabsorvido e o osso formado, onde uma estrutura chamada de unidade multicelular básica (BMU) que nada mais é que os osteoblastos e osteoclastos, em função, tornando-se uma unidade que actua de maneira controlada, o que gera um processo de acoplamento, sendo imprescindível para a adequada restauração óssea. (Kohli et al., 2018)

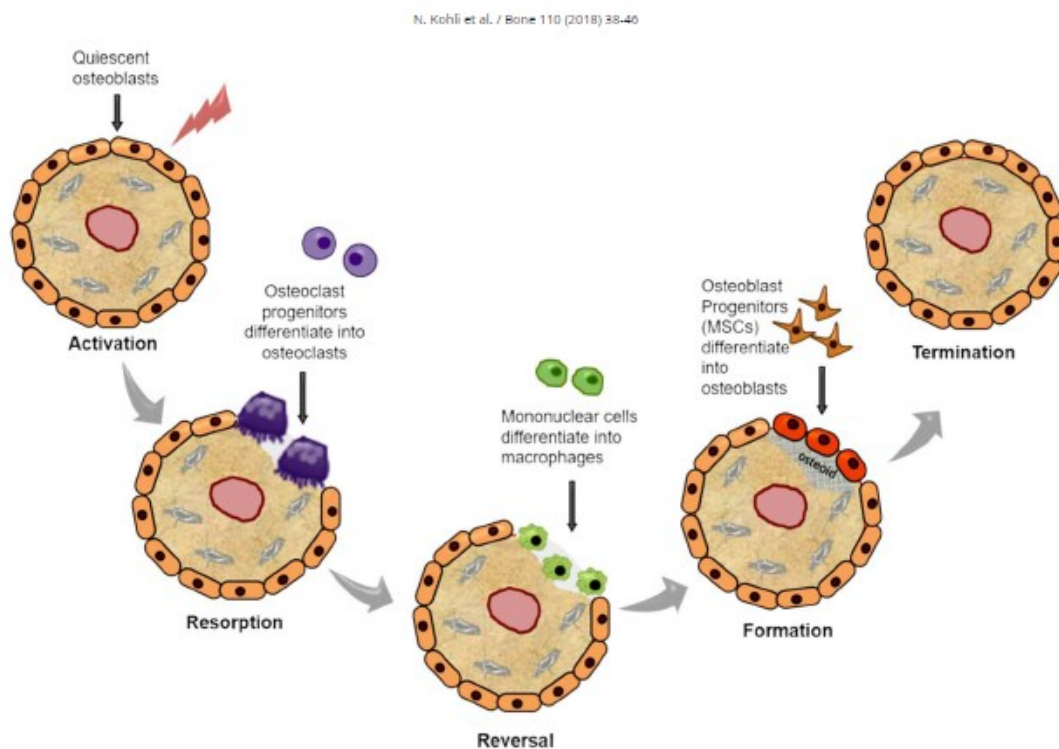


Figura 1 - Esquema ilustrativo do processo de remodelação óssea. Adaptado de Kohli, 2018.

2.1.3 Disponibilidade óssea

O tipo do osso bem como a densidade óssea são parâmetros imprescindíveis que vão influenciar a taxa de sobrevivência dos implantes. A densidade óssea é o principal determinante da medição da estabilidade primária e quanto melhor for a qualidade óssea, melhor será a osteointegração do implante dentário. (Fuh et al., 2010)

A tentativa para definir uma classificação padrão para os ossos maxilares na reabilitação oral já existe há muito tempo.

Lekholm & Zarb (1985) definiram uma classificação, considerando a sensação de resistência sentida pelo médico dentista e a evidência radiográfica.

- Densidade 1: Osso mais denso e mais cortical, osso compacto integralmente homogêneo.
- Densidade 2: Formado por metade cortical e metade trabecular, tendo uma espessa camada de osso compacto que esta a envolver um núcleo de osso trabecular denso.
- Densidade 3: Composto por muitas trabéculas juntas e pouca cortical, sendo uma fina camada do osso cortical que esta a envolver o osso trabecular mais denso, com resistência favorável.
- Densidade 4: Composto por osso com as trabéculas espaçadas, sendo uma fina camada de osso cortical que esta a envolver um núcleo de osso trabecular de densidade baixa.

Bone Density Classification scheme (Lekholm – Zarb; 1985)

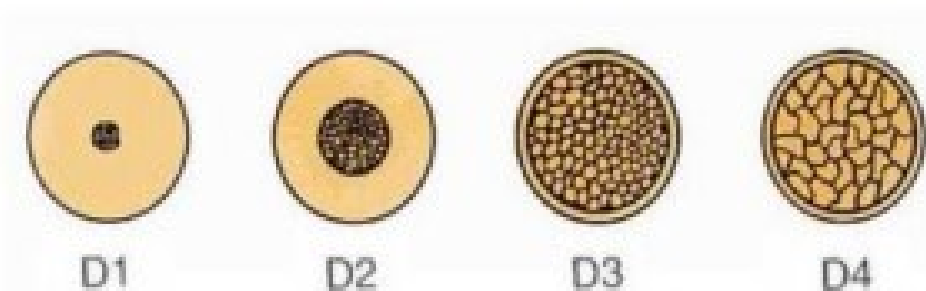


Figura 2 - Ilustração da densidade óssea por Lekholm e Zarb (1985).

Segundo a classificação de Misch (2005), consiste no sentido táctil existente nas várias densidades ósseas. Sendo esta a classificação mais amplamente utilizada na clínica.

A classificação macroscópica é descrita da seguinte forma: (Misch, 2005)

- Densidade 1: Osso cortical mais denso
- Densidade 2: Osso cortical fino com um núcleo de osso trabecular
- Densidade 3: Osso cortical mais fino com núcleo de osso trabecular fino
- Densidade 4: Osso quase sem cortical

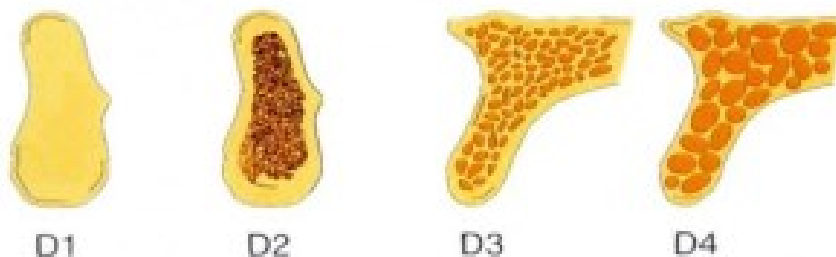


Figura 3 - Descrição macroscópica da densidade óssea por Misch (2005)

Um estudo de Lindh et al. (2014) demonstrou que existe diferença entre a qualidade óssea e densidade óssea (densidade mineral óssea, DMO). Uma vez que para além da densidade óssea, a qualidade caracteriza-se pelo conjunto de factores como a estrutura, dimensão do osso, composição da matriz bem como forma tridimensional das trabéculas. O que reflecte directamente na estabilidade dos implantes (Lindh et al., 2014).

2.2 IMPLANTE

Os implantes dentários são materiais do tipo aloplástico que são inseridos no osso, visando substituir os dentes perdidos (Leticia María Lemus Cruz et al., 2009).

Muitos estudos foram realizados após Branemark em 1970 introduzir os implantes como reabilitação. Desde então, tem-se desenvolvido tanto a geometria, diâmetro, comprimento, material constituinte e a superfície, sendo hoje um tipo de tratamento confiável (Moraschini et al., 2015).

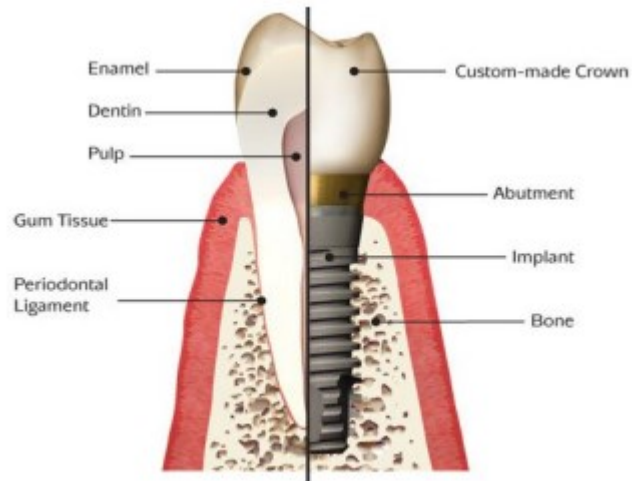


Figura 4 - Corte de um dente natural e um implante com coroa por Kohavi, 2001.

2.2.1 Design do implante

A geometria dos implantes tem função relevante no sucesso das reabilitações, mais ainda quando se trata de um osso com baixa densidade. As funções da geometria dos implantes são:

- Fornecer estabilidade primária adequada
- Optimizar a distribuição de forças através da interface implante-osso
- Estimular a formação óssea
- Facilitar a osteointegração (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)

Existem diversas apresentações de formatos, rosqueado, cilíndrico, escalonado, parafuso e cónico. Outro factor relevante do implante é o tipo de rosca, que tem como função maximizar o contacto inicial, a estabilidade primária, gerando um aumento da área de superfície, bem como na distribuição de estresse na interface implante-osso. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).



Figura 5 - Comparativo de geometria externa entre implantes com conexão hexágono externo, hexágono interno e conexão cônica interna (Rodrigues, 2011).

2.2.2 Tipo de material constituinte

Os implantes podem ser em Titânio puro, liga de titânio, liga titânio-zircônia e zircônia.

Sendo considerado o padrão ouro, o titânio (Ti) já que é o material eleito no mercado da implantologia, devido as suas características já bem fundamentadas

- Biocompatível
- Resistente à corrosão
- Boa propriedade mecânica
- Longevidade

No entanto, a força mecânica do Titânio puro (cpTi) apresenta limitações que são ultrapassadas por uso de ligas nomeadamente a de Ti-6Al-4V que é a mais comum. Esta liga corresponde ao titânio Grau V. Tem uma composição química de 6% de alumínio, 4% de vanádio, 0,25% (máximo) de ferro, 0,2% (máximo) de oxigénio, e o remanescente de titânio. É significativamente mais forte que o titânio comercial puro (graus 1-4), com a mesma durabilidade e propriedades térmicas. Tem uma densidade próxima a 4420 kg/m³, Modulo Young de 120 Gpa, e força de tensão de 1000MPa

Para os implantes de diâmetro estreito, há uma probabilidade acrescida de fractura no corpo do implante.(Tolentino et al., 2016) Foi então, lançado no mercado pelo instituto

Straumann, o implante Roxolid®, em liga de titânio-zircônio (TiZr) que consiste em 83-87% titânio e 13-17% de zircônio. (Casentini et al., 2011)

Para o implante de TiZr, este apresenta características como:

- Maior resistência da liga à corrosão,
- resistência ao desgaste e à fadiga
- Melhor resposta biológica (osteointegração). (Tolentino et al., 2016)

Pesquisas *in vitro* demonstraram que o titânio-zircônio supera no aspecto da resistência mecânica quando relacionado a fracturas em relação aos implantes de titânio puro, sendo de 2,53 mais dureza. Tendo o implante uma resistência a fadiga superior de 40% comparando com o implante de titânio puro.

Em outro estudo, feito em animais, a osteocondutividade teve um nível satisfatório e uma melhor biocompatibilidade. Portanto, se validar esses ensaios clínicos em humanos com as melhorias, o implante Ti-Zr pode ser difundido na implantologia como padrão ouro para implantes de diâmetro estreito. (Badran et al., 2017)

Cinel et al. (2017) realizaram uma análise para avaliar a tensão do implante e da interface implante-osso quando submetido a forças dinâmicas e estáticas de implantes de diâmetro estreito (3.3X10mm) de Ti e Ti-Zr do segundo pré-molar superior e inferior com coroas em metalocerâmica. O resultado mostrou que ambas as ligas podem ser usadas na região do segundo pré molar com êxito. (Cinel et al., 2017)

2.2.3 Tipo de tratamento de superfície

Branemark, em 1954, definiu como osteointegração por meio indirecto de sua pesquisa, onde avaliava em coelhos a circulação sanguínea nas tíbias. Posteriormente, novos estudos foram realizados com animais, o que permitiu a possibilidade de reabilitar áreas edêntulas através da implantologia. (Silva et al., 2016)

O que vai garantir que se tenha uma boa osteointegração da interface implante-osso, depende do design do implante, tanto da sua microscopia como microscópica, o material do implante, no caso o titânio, o tratamento da superfície que esse implante terá e como consequência, o comportamento fisiológico entre o implante com seus componentes químicos e tecido ósseo, como parte biológica. Tendo em consideração

todos esses aspectos, o clínico tem mais segurança e consegue planejar da melhor forma cada reabilitação, de maneira adequada e otimizada. (Silva et al., 2016)

O início dos implantes começou pelo processo de maquinação, o que tinha como característica uma superfície lisa, sendo esse modelo amplamente conceituado. A partir de novas pesquisas entre implantes com diferentes superfícies (lisa e rugosa), obteve-se um resultado promissor em relação aos implantes com superfície rugosa. Desde então, a busca pela melhor osteointegração fez com diversas maneiras de modificar a superfície dos implantes fossem empregadas. (Silva et al., 2016)

São diversas as técnicas que modificam a superfície dos implantes, a fim de criar rugosidades.

São duas as modalidades para alterar uma superfície do implante. Pode-se subtrair, no que consiste a retirada da parte externa do implante, tanto fisicamente ou quimicamente, no caso causando abrasão ou condicionamento ácido. A outra forma é alterar fazendo adição, no qual é usado como meio de adicionar um plasma spray à superfície, podendo variar a substância que será adicionada. A rugosidade criada na superfície, que pode variar, interfere fisiologicamente nas diferentes fases da osteointegração após a instalação do implante no osso alveolar. (Silva et al., 2016)

2.2.3.1 Superfícies lisas

Maquinadas - não sofrem nenhum processo químico nem mecânico; apenas apresentam microranhas na superfície, decorrentes do corte mecânico. Nesse tratamento não existe um indutor, apenas sofre adesão celular e formação da matriz proteica no sentido do osso para o implante (Silva et al., 2016).

2.2.3.2 Superfícies texturizadas

A forma de tratar as superfícies dos implantes pode ser classificada pelo método de adição e subtração. Logo, no primeiro processo serão depositados elementos à superfície do implante e na subtração serão retiradas da superfície do implante. Sendo dividido da seguinte forma (Guimarães Neto & Bacelar, 2019).

2.2.3.2.1 Adição:

2.2.3.2.1.1 Plasma spray

Método: Adição de partículas de titânio ou hidroxiapatita (HA)

Tratamento: Físico

Processo: Através de uma chama ionizada de um gás com aquecimento entre 10.000°C e 30.000°C, no processo final, as partículas após se resfriarem, vão solidificar. (Silva et al., 2016)

2.2.3.2.1.2 Plasma spray de hidroxiapatita

Método: Adição de apatita.

Tratamento: Físico

Processo: A rugosidade nesse método vai depender do tamanho, bem como da forma de adesão, da distância e da velocidade com a qual elas foram ejetadas para o implante. Ocorre em três fases e conclui-se com uma camada de hidroxiapatita feita por pulverização do spray de plasma. (Silva et al., 2016)

2.2.3.2.1.3 Plasma spray de titânio

Método: Adição de titânio

Tratamento: Físico

Processo: O método de jateamento de plasma de titânio ocorre quando partículas de titânio ficam fundidas na superfície do implante, é uma técnica que resulta em uma melhor osteointegração, devido ao efeito de molhabilidade, que aumenta a área em contacto superficial. (Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.3.2.1.4 Superfícies nanotexturizadas (anodização)

Método: Adição

Tratamento: Químico

Processo: Na superfície dos implantes nanotexturizados, já está presente uma camada de óxido. Quando passam pelo processo de anodização, ficam com mais uma camada. O método de oxidação faz com que aumente a camada de óxido de titânio. (TiO₂). Além de que outros componentes podem ser adicionados, melhorando a osteointegração.(Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.3.2.1.5 Superfícies biomiméticas

Método: Adição

Tratamento: Físico

Método que recobre a superfície do implante, com depósitos de fosfato de cálcio, de maneira similar biologicamente, tanto Ph, como temperatura. Essa partícula, aderidas na superfície, vão sendo libertadas de maneira gradual, conforme seu processo de degradação. Essa é uma vantagem, pois as moléculas biologicamente activas, actuam como agentes osteogénicos, que precipitam e formam uma matriz osteoindutora (factores de crescimento) como osteocondutora (camada de fosfato de cálcio))(Cochrane, 2008).

2.2.3.2.2 Subtracção:

2.2.3.2.2.1 Modificação por feixe laser

Método: Subtracção

Tratamento: Físico

Processo: A irradiação a partir de feixes do laser, alteram a superfície do implante causando erosões e a deixando com rugosidades. É um método livre de qualquer material, onde a modificação ocorre somente com a interacção do laser e superfície. O que produz uma boa qualidade a nível de rugosidade, promovendo então uma elevada osteointegração. As rugosidades vão variar em tamanho de acordo com a intensidade do feixe emitido.(Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.3.2.2.2 *Jateamento de partículas*

Método: Subtracção

Tratamento: Físico

Processo: Decorre do jateamento de partículas de óxido de alumínio ou de titânio, essas não ficam aderidas, somente criam na superfície do implante rugosidades de forma irregular. As depressões causadas, vão variar em tamanho das partículas ejetadas, tempo e da pressão do jateador. (Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.3.2.2.3 *Jateamento seguido de ataque ácido*

Método: Subtracção

Tratamento: Químico

Processo: Esse processo ocorre nas superfícies SLA, com um jacto de areia de granulação grossa, com diâmetro de 250 a 500 µm, conferindo macro rugosidades e depois ocorre o ataque ácido (HCl/H₂SO₄), criando no caso, microrugosidades. Uma nova técnica, SLActive, que tem como tratamento além do jateamento e ácido, o processo ocorrendo sob atmosfera de nitrogénio e guardado em cloreto de sódio (NaCl), isotónico, garante aos implantes uma maior estabilidade, caracterizada pela hidroxilação da superfície, faz com que melhore o tempo de cicatrização. (Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.3.2.2.4 *Ataque ácido*

Método: Subtracção

Tratamento: Químico

Processo: Consiste na imersão do implante em meio ácido, gerando neste, erosões. O que vai assegurar no corpo do implante as rugosidades será o tempo, a concentração e também a temperatura. Existe para além do ataque ácido, o processo de duplo ataque ácido, sendo esse mais realizado, com o ácido sulfúrico e o hidróclorídrico. (Guimarães Neto & Bacelar, 2019)

2.2.4 Tipo de conexão

É importante que as conexões dos implantes fiquem estabilizadas, para que não haja fractura dos parafusos ou mesmo dos pilares e também evitar que ocorra um desapertamento. Mais ainda, promover uma dissipação das cargas nos tecidos adjacentes (Oliveira & Ladeia, 2018).

Os implantes estreitos podem ser peça única, onde esta após preparo coloca-se a prótese ou em duas partes, sendo escolhido o pilar que receberá o torque e posteriormente a coroa. Devido a extensa variedade de tipos de conexões implante-pilar existente, justifica-se um estudo mais detalhado para distinguir intervenientes entre os tipos de sistemas. (Hirata et al., 2016)(Hirata et al., 2016).

Existem duas grandes categorias que podem dividir-se em conexões internas ou externas. Para a externa, estas ficam na plataforma do implante, apresentando-se em vários formatos, como hexágono, octógono e de outras formas. A interna pode ser dividida em hexágono interno e octógono interno e a conexão cónica - cone morse. (Oliveira & Ladeia, 2018)

2.2.4.1 *Hexágono externo*

Foi o primeiro modelo de plataforma projectado por Branemark, sua conformação na interconexão implante-pilar consiste de um hexágono externo (HE), sendo o meio de transferência do torque no momento de colocar o implante no osso (Oliveira & Ladeia, 2018) Foi desenvolvido primeiramente com o objectivo de tornar mais fácil a fase cirúrgica no momento da inserção do implante. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)

Sua forma permite inserir com facilidade o pilar e assim comporta-se como um mecanismo anti rotacional. Contudo, essa conexão pode apresentar uma complicação que faz com que o parafuso do pilar afrouxe, devido a movimentação do pilar, em consequência de uma alta carga oclusão, ou mesmo podendo causar sua fractura. (Borie et al., 2015).

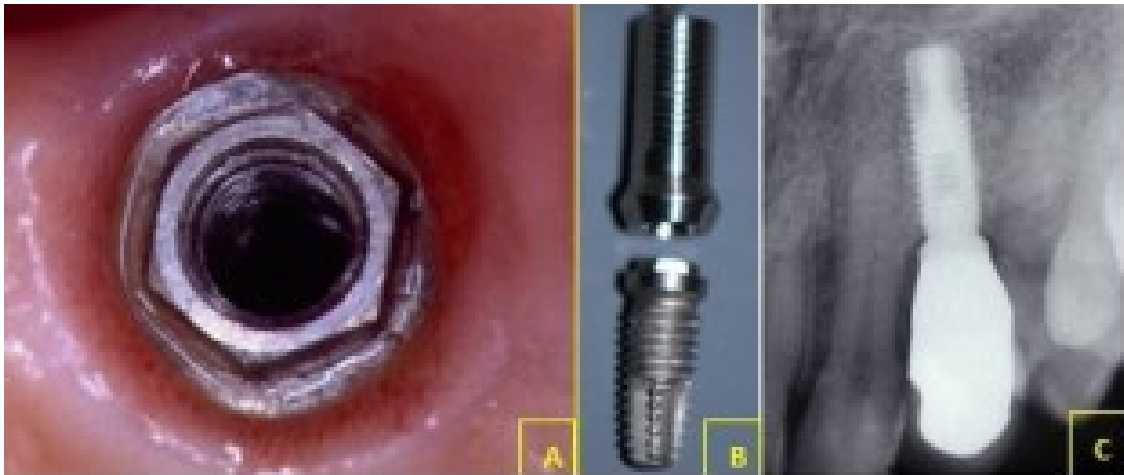


Figura 6 - Implante de hexágono externo. Aspecto clínico do implante por vista oclusal (A); conexão do pilar com a porção “macho” presente no implante (B) e; aspecto radiográfico (C). (Rodrigues, 2011)

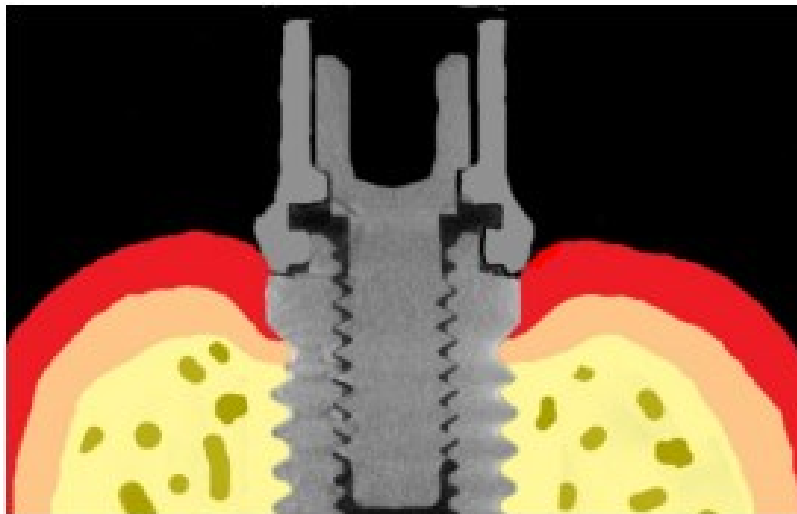


Figura 7 - Corte coronal da conexão de hexágono externo; uma pequena concavidade do tecido ósseo ao redor da plataforma caracteriza a perda óssea conhecida como taça “cup”. (Rodrigues, 2011)

2.2.4.2 Hexágono interno

Visto que o tipo de conexão hexágono externo apresentava alguns problemas, surgiu como um modelo mais evoluído o hexágono interno (HI), este apresenta o implante com o hexágono unido internamente, sendo o parafuso separado. Esse design, diminui a sobrecarga na interface parafuso-pilar, além absorver melhor as cargas externas, como acontece ao mastigar, assim, as forças geradas são direcionadas para o corpo do implante que faz com que não sejam as forças oblíquas a sobressaltar, levando a uma menor tensão sobre a crista óssea. (Borie et al., 2015)

Os implantes de conexão interna podem ser classificados pelo tipo de ajuste:

- Passivo, de forma deslizante, contempla os hexágonos internos, trilobe e octógonos internos, onde vai ter espaço entre a conexão e o componente.
- Friccional, no caso, não tem espaço entre o implante e o componente. como o cone morse (Rodrigues, 2011).

Apresentando maiores vantagens em relação às conexões externas, tem relevância o fato de ser mais estável na interface implante-pilar, menor afrouxamento e diminuir as probabilidades de fractura (Bernardes et al.2006).

Outra vantagem apresentada pela conexão hexágona interna decorre que entre a prótese e o implante, o contacto é maior, o que caracteriza por ser mais resistente mecanicamente (Oliveira & Ladeia, 2018).

Tabela 1 - Tipos de conexões internas de implante para abutment. Adaptado de Muley et al. 2012.

Nº Serial	Tipo de Conexão	Implantes comercialmente disponíveis	Posicionamento do pilar pós-implantes	Nº de Posições possíveis
1	Hexágono interno	Centerpulse-core-Vent/Screw Vent Fiadent-Frialit-2	60°	6
2	Hexágono 12 pontos	3i Osseolite Certain	30°	12
3	Hexágono interno de 3 pontos	Alatech Technologies: Camlog Nobel Biocare: Replace Select	120°	3
4	Octógono interno	Ommiloc, Sulzer Calcitek	45°	4

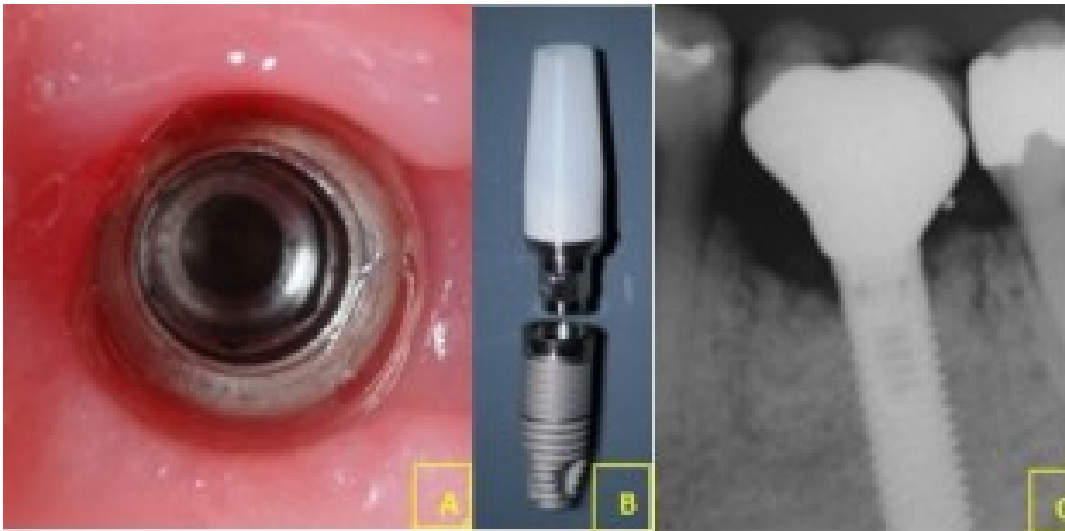


Figura 8 - Implante de hexágono interno. Aspecto clínico do implante por vista oclusal (A); conexão do pilar com a porção “macho” presente no pilar aspecto clínico do implante pela vista oclusal (B) e; aspecto radiográfico (C). (Rodrigues, 2011)



Figura 9 - Implante com conexão hexágono interno (Rodrigues, 2011).

2.2.4.3 Conexão interna -Cone Morse

Em 1985 a empresa Ankylos System (Dentsply Friadent, Mannheim, Alemanha) desenvolveu o modelo de conexão cone morse e em 1987 começou a ser usado pelos clínicos. (Abi-rached & Messias, 2015)

O Cone Morse (CM) é um sistema de implante que tem uma conexão interna muito efectiva com o componente protético, sendo a base do pilar mais estreita, ao ser instalada no implante com a conexão morse, mantem-se intimamente ajustada.(Abi-rached & Messias, 2015)

Apresenta como vantagem ser resistente às forças laterais, isso devido a conformação da sua interface cônica e profunda entre o implante-pilar e as paredes do pilar.

O sistema cone Morse tem suas paredes anguladas de 4 a 16 graus variando entre os demais fabricantes, isso faz com que tenha um travamento mecânico bastante efectivo.

Esse travamento e a fricção cônica funcionam como protecção para as altas cargas. (Borie et al., 2015).



Figura 10 - Implante com conexão cone morse (Rodrigues, 2011).

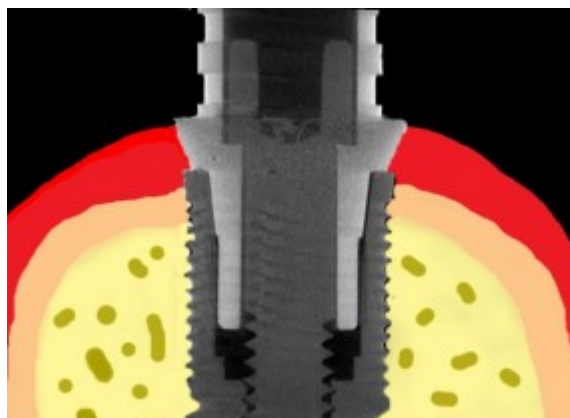


Figura 11 - Corte coronal de conexão interna do tipo cone Morse; a plataforma de assentamento do pilar, menor que a do implante, caracteriza o conceito de platform swithc que pode reduzir a perda óssea ao redor do implante (Rodrigues, 2011)

2.2.5 Diâmetro

A crescente demanda por reabilitações com implantes dentários em substituição aos dentes ausentes por várias causas fez com que os houvesse um aumento por parte das

fábricas na fabricação de novos sistemas, cada um com diâmetro específico. Por isso, não existe uma classificação padronizada acerca dos diâmetros dos implantes dentários e também da terminologia (Al-Johany et al., 2017).



Figura 12 - Implante com 3,3 mm (pequeno) de diâmetro; B: implante com 3,75 mm (regular) de diâmetro; C: implante com 5,0 mm (grande) de diâmetro. (Rodrigues, 2011).



Figura 13 - Apresentação dos diâmetros de implantes. Catálogo (Straumann, 2021).

Como não existe um consenso sobre definições do diâmetro dos implantes, diversos autores definiram os implantes estreitos conforme seus estudos.

Klein et al. em 2014 classificou os implantes de diâmetro estreito em 3 categorias:

- Categoria 1: menor que 3 mm (mini-implantes)
- Categoria 2: 3 a 3,25
- Categoria 3: 3,30 – 3,5 (Schiegnitz et al., 2016)

Balaji et al em 2010 definiu que implantes de diâmetro de 2,4mm seriam “mini”, contudo, para a mesma largura Christensen em 2009 tinha definido como “implantes de diâmetro pequeno”. Al-Nawas et al descreveu como “pequeno” implantes com 3,3mm.

Enquanto no estudo sobre o aumento do uso de implantes de diâmetros pequenos de Christensen, considerou esse mesmo diâmetro como um implante padrão. (Christensen, 2009). Romanos et al. usou o termo “implante estreito” para definir implantes de 3,7mm de largura, sendo que, Ioannidis et al também descreveu com o mesmo termo, sendo que para implantes com diâmetro de 3,3 mm. Para Ertugrul e Pipko, como para Sivamurthy e Sundari, ambos consideraram os implantes dentários com a terminologia de “min implantes”, sendo respectivamente os diâmetros de 2,2 mm e 1 entre 1,3mm de variação (Al-Johany et al., 2017).

No entanto, Al-Johany em 2016 propôs um esquema para classificar os implantes dentários conforme diâmetro e comprimento, com o intuito de padronizar a terminologia para que seja utilizada na área da implantologia (Al-Johany et al., 2017).

Tabela 2 - Tabela de classificação proposta para terminologia de implantes dentários com base no diâmetro e comprimento. Adaptada de Al-Johany et al. 2017..

Diâmetro				
Praço	Extra estreito	Estreito	Padrão	Largo
Medidas	< 3,0mm	3,0mm para 3,75mm	3,75mm a menos do que 5mm	5mm
Comentários	Menos de 3,0mm	A partir de 3,0mm para 3,75mm	De 3,75mm a menos do que 5mm	5mm ou mais
Comprimento				
Praço	Extracurto	Baixo	Padrão	Grande
Medidas	6mm	> 6mm a <10mm	10mm < 13mm	13 mm
Comentários	6mm ou menos	De 6 mm a menos de 10mm	De 10mm a menos de 13mm	13mm ou mais

2.2.6 Tipo de reabilitação

As possibilidades para reabilitação em próteses implanto suportadas é um tema amplamente abordado na literatura.(Tonella, 2009) Visto que devem levar em consideração alguns requisitos na eleição do tipo de sistema, cimentada ou aparafusada,

como a retenção, ser reversível, a estética e o processo feito no laboratório. (Tonella, 2009)

2.2.6.1 *Cimentadas*

É o tipo de prótese idealizada para atender as zonas estéticas, como a região anterior. No caso de um implante apresenta-se com uma angulação não favorável em relação a coroa, as próteses cimentadas actuam na compensação desse angulação. Além de ter como vantagem a facilidade no processo de fabricação e como consequência menos riscos.(Lemos et al., 2016)

Apresentam melhor dissipação das tensões na zona perimplantar, proporciona melhor estética, uma vez que não existe um orifício de saída, do parafuso. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)

No caso de reparação, em contraste a aparafusada, a cimentada tem que ser retirada, correndo o risco de danificar, uma forma de minimizar essa situação é a utilização de um cimento provisório, que pode reverter tal situação. (Lemos et al., 2016)

Sobre oclusão, a cimentada tem uma melhor performance, pois permitem o estabelecimento dos contactos oclusais mais aceitáveis, bem como um ajuste, um exemplo seria reduzir a mesa oclusal, quesito que favorece a dissipação de tensões. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)

Em relação ao tipo de conexão que mais favorece o sistema das próteses implantossuportadas cimentadas, está descrito na literatura que as conexões cone morse tem uma boa associação, isso porque o sistema dessa conexão por ser friccional, evita que o componente protético possa soltar-se. Tem indicação tanto para próteses anteriores como posteriores unitárias.(Tonella, 2009)

As conexões internas e de hexágono externo também são utilizadas nos sistemas de retenção cimentado, sendo respectivamente indicadas para prótese unitárias e dentes anteriores. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)

Quanto a biomecânica das próteses cimentadas, essas apresentam maior vantagem em relação as aparafusadas. No estudo de Tonella et al. 2011, pelo método de fotoelasticidade, demonstrou que a prótese fixa cimentada teve menores formações de franjas fotoelásticas. Corroborando com os mesmos resultados e metodologia aplicada,

Pellizzer demonstrou que as cimentadas para implantes de hexágono externo são superiores.

Além disso, Karl et al, através do método de strain gauge, indicaram que o nível de tensão das cimentadas foi menor em relação as aparafusadas. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)



Figura 14 - Ilustração prótese fixa implantossuportada cimentada. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).

2.2.6.2 Aparafusadas

As próteses aparafusadas são amplamente utilizadas na implantologia. Seu sistema consiste na união estável permitida pelo parafuso entre o componente protético e o implante, no entanto, para tal, esse sistema apresenta um orifício que comunica com a cavidade oral, tendo que ser fechada com material restaurador (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).

Um aspecto vantajoso das próteses aparafusadas é que permite reapertar o parafuso, sem o risco de causar defeito na prótese (Lemos et al., 2016).

Alguns autores relatam a previsibilidade dos dois sistemas, Sherif et. al em um estudo com 102 pacientes, com acompanhamento de 5 anos, onde os pacientes foram submetidos aos dois tipos de prótese, cimentadas e aparafusadas, tiveram um resultado com uma taxa de sobrevivência de 96,4% (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).

No entanto, no mesmo ano, no estudo feito por Nissan et.al, onde acompanhou por quinze anos, pacientes receberam tanto próteses aparafusadas como cimentadas e o estudo demonstrou com 38% comparado a 4%, respectivamente das próteses aparafusadas

e cimentadas, que obteve maior índice de fratura da cerâmica, mais ainda a taxa de afrouxamento das aparafusadas foram de 32% em relação aos 9% das cimentadas. Já para (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).

A prótese aparafusada tem indicações em situações de casos extensos, essencialmente quando existe um cantiléver, visto que é um sistema com reversibilidade. Ainda mais, por ser reversível, apresenta melhores condições na manutenção e controlo das próteses em comparação com as cimentadas. (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014)



Figura 15 - Ilustração prótese fixa implantossuportada aparafusada (Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014).

Tabela 3 - Tabela de apresentação de série de pontos de próteses implantossuportadas aparafusadas e cimentadas. Adaptada de Miyashita, Pellizzer, & Kimpara, 2014.

Pontos Abordados	Próteses Aparafusadas	Próteses Cimentadas
Estética	Implante bem posicionado	Universal
Reversibilidade	Sim	Difícil
Retenção	Possível em pilares > 4mm de altura	Pilares > 5mm de altura
Passividade	Técnica Crítica	Espaço de cimentação (amortecedor)
Oclusão	Possibilidade de interferências	Controlada
Complicações	Mais sucessível a fratura de porcelana e afrouxamento/fratura de parafuso	Mais susceptível a inflamação dos tecidos perimplantares se houver excesso de cimento
Acessibilidade	Maior dificuldade se houver abertura de boca limitada	Maior facilmente
Restaurações Provisórias	Melhor resposta gengival e facilita comunicação com o laboratório	Excessos de cimento

2.3 FACTORES QUE INFLUENCIAM A TAXA DE SUCESSO DOS IMPLANTES ESTREITOS

2.3.1 Sobrevida

ZINSLI et al, em 2004, avaliaram clinicamente implantes com diâmetro de 3.3 mm. Foram colocados 298 implantes, de diâmetro 3,3mm, num total de 154 pacientes, por um período de 10 anos. Depois do período de osteointegração, entre 3 e 6 meses, os implantes foram reabilitados com próteses fixas, como coroas unitárias, próteses parciais ou overdenture. A média da idade foi de 62 anos, variando entre 19 e 87 anos. Alguns implantes de diâmetro reduzido foram suportados por uma combinação com implantes de diâmetro 4.1mm. Os comprimentos dos implantes variaram de 8, 10 e 12 mm. Cento e vinte e sete implantes (43%) foram colocados na maxila e 171 implantes na mandíbula (57%).

Os implantes de diâmetro reduzido foram utilizados para situações com pouco espaço vestibulo lingual de maxila ou mandíbula em pacientes parcialmente ou totalmente desdentados ou em pequenos espaços unitários em maxila ou mandíbula. Os resultados mostram que 3 implantes foram perdidos durante a osteointegração devido à infecção perimplantar. Duas fracturas no corpo de implantes de 8 mm foram observadas. Foi observado que a taxa de sobrevivência dos implantes após 6 anos foi de 96,6%.

Concluiu-se que a taxa de sobrevivência de implantes de diâmetro reduzido parece ser comparável aos de implantes de diâmetro padrão. A utilização de implantes de diâmetro reduzido pode ser indicada para evitar enxertos ósseos, baixando o custo e o tempo de procedimento. Overdenture mandibulares podem ser suportadas com sucesso por implantes com diâmetro de 3.3 mm nessa modalidade de pacientes. No entanto, pode ocorrer fractura por fadiga após um logo período em função (Zinsli & Mericske, 2004).

JAVEAL & ROMANOS et al em 2014, elaboraram uma revisão sistemática de literatura onde analisa a influência do diâmetro do implante sobre a sobrevivência a longo prazo dos implantes instalados na região posterior da maxila. Os implantes com diâmetro menor que 3.75mm foram classificados como estreito (NDI), os implantes com diâmetro entre 3.75mm e 4.5mm foram classificados como convencionais e os implantes com diâmetro acima de 5mm foram considerados implantes de diâmetro largo (WDI). A

questão abordada foi “Será que o diâmetro do implante influencia na sobrevivência a longo prazo para implantes colocados na maxila posterior?”. As bases de dados foram procuradas a partir de 1986 até junho de 2014 com os seguintes termos: “dental implants”, “dental implant abutment design”, “maxila” e “survival”. Foram utilizados PubMed/MEDLINE (National Library of Medicine, Bethesda, MD), EMBASE, OVID e Google Scholar. Os critérios de elegibilidade foram: (1) estudos feitos em seres humanos; (2) influência do diâmetro do implante na sobrevivência a longo prazo em maxila posterior; (3) estudos com períodos de pelo menos 5 anos. A busca inicial foi de 51 estudos, onde após a revisão reduziu para um número de 19 estudos. Em 7 estudos a influência do diâmetro do implante sobre a sobrevivência não poderia ser comentado desde que todos os implantes tivessem um diâmetro padronizado. Em 12 estudos foi visto que o diâmetro do implante não influenciou na sobrevivência dos implantes. Conclui-se que a função do diâmetro do implante sobre a sobrevivência à longo prazo de implantes dentários colocados na maxila posterior é secundário. Um protocolo cirúrgico bem concebido, obtenção de estabilidade primária no momento da instalação do implante, manutenção da higiene oral pré e pós cirúrgica são factores críticos que influenciam a sobrevivência a longo prazo de implantes dentários colocados na maxila atrófica posterior (Javed & Romanos, 2015).

HIRATA et al, em 2014 fizeram uma avaliação da sobrevivência de quatro sistemas de implantes com diâmetro reduzido, quando exposto a carga de fadiga. Foram utilizados 72 implantes, sendo 18 de cada sistema. São estes: Astra Tech 3.5mm (ASC), BioHorizon 3.4mm (BSC), Intra-Lock 3.4mm com uma ligação multilobular (ISC) e IntraLock 3.4mm com uma conexão quadrada modificada (IMC). Os grupos foram restaurados com coroas de metal. Os testes mecânicos foram realizados com as amostras posicionadas em uma inclinação axial de 30 graus, sob água. Usou-se curvas de nível de probabilidade de Weibull, sendo 100.000 ciclos a 150N e 200N (Alta-Pro 7, ReliaSoft). As amostras foram submetidas a análise no microscópio eletrônico de varredura (SEM; S-3500N, Hitachi). As probabilidades de sobrevivência após 100.000 ciclos a uma carga de 150N foram de 93% no ASC, 98% no BSC, 94% no ISC e 99% no IMC. Numa carga de 200N, as probabilidades de sobrevivência foram 20,1% para ASC, 77% para BSC, 34% para ISC e 93% para IMC. A probabilidade de sobrevivência foi insignificativa entre os sistemas de implante com uma carga de 150N. No entanto, com a carga de 200N as

probabilidades de sobrevivência diminuíram significativamente, com exceção do grupo com conexão interna quadrada modificada (Hirata et al., 2014).

2.3.2 Complicações de implantes

A infecção e a falha na osteointegração são as causas que mais acometem as falhas dos implantes (Anitua et al., 2016).

O implante de diâmetro reduzido pode ser uma condicionante para possíveis complicações, uma vez que a sua superfície de contacto implante-osso tem uma área reduzida, levando ao questionamento se a osteointegração suporta de forma eficiente as forças de carregamento (Degidi et al., 2008).

Uma outra complicação que pode ocorrer é o implante fracturar, pois por serem de diâmetros menores, acarreta uma menor estabilidade mecânica que é inversamente proporcional a sobrecarga (Degidi et al., 2008).

No estudo de Ortega-Oller e colegas, mostrou que os implantes com diâmetro menor que 3,3 mm apresentam maiores taxa de falha de forma significativa em comparação com os implantes de diâmetro maiores que 3,3mm. Por factores como a superfície do implante, tipo de reabilitação protética e o tempo de carregamento (Anitua et al., 2016).

No estudo de Anitua e colegas em 2005, com um total de 37 NDIs de 2,5 mm colocados em 20 pacientes teve como propósito analisar o uso de implantes de diâmetro estreito (< 3,75 mm) como uma alternativa ao procedimento de aumento ósseo reportou somente duas complicações protéticas, sendo uma a fractura da porcelana e a outra a fractura do conector (Anitua et al., 2016).

Iannonidis e colegas testaram os implantes de titânio-zircónio (Ti-Zr) de 3,3 mm e implantes de titânio (Ti) de 4,1 mm de diâmetro para comparar o desempenho em relação ao nível ósseo marginal (MBL) e parâmetros clínicos. Nisso, levou em consideração as seguintes complicações biológicas, tais quais a infecção periimplantar, radioluscência perimplantar contínua, mobilidade do implante e queixas subjectivas do paciente de forma persistente. Sobre as complicações técnicas foram o afrouxamento do parafuso do abutment, a fratura do implante, do abutment, fractura da prótese e a fractura do parafuso do abutment (Ioannidis et al., 2015).

2.4 DECISÃO

2.4.1 Critérios Clínicos

Os critérios para utilização dos implantes estreitos (NDIs; diâmetro < 3,75mm) apesar de possuírem algumas indicações específicas, estes apresentam protocolos de colocação do implante bem como da fase de reabilitação protética de forma similar aos implantes de tamanho regular (RDIs =3,75mm).

As escolhas acerca do diâmetro a ser utilizado abrange os seguintes factores:

- O tipo de edentulismo
- Volume do osso
- Espaço para reabilitação protética
- Perfil de emergência
- Oclusão (Degidi et al., 2008).

São indicações para a escolha dos implantes estreitos:

- Áreas com dimensão limitada, mais frequentemente na maxila, como exempla, por agenesia
- Região dos incisivos mandibulares
- Região dos pré-molares superiores
- Região dos caninos
- Alternativa à cirurgia de aumento ósseo
- Crista mandibular posterior fina (Degidi et al., 2008)

Não está consolidado os critérios de sucesso na área da implantologia. Ter o implante bem posicionado na arcada dentária, não é um factor de sucesso. O National Institute of Health-Harvard, em 1980 criou normas a fim de classificar os factores que definem o sucesso dos implantes. (Carlos do Carmo Filho et al., 2005)

Critérios subjectivos de sucesso:

- Função adequada
- Ausência de desconforto
- Estética
- Satisfação do doente.

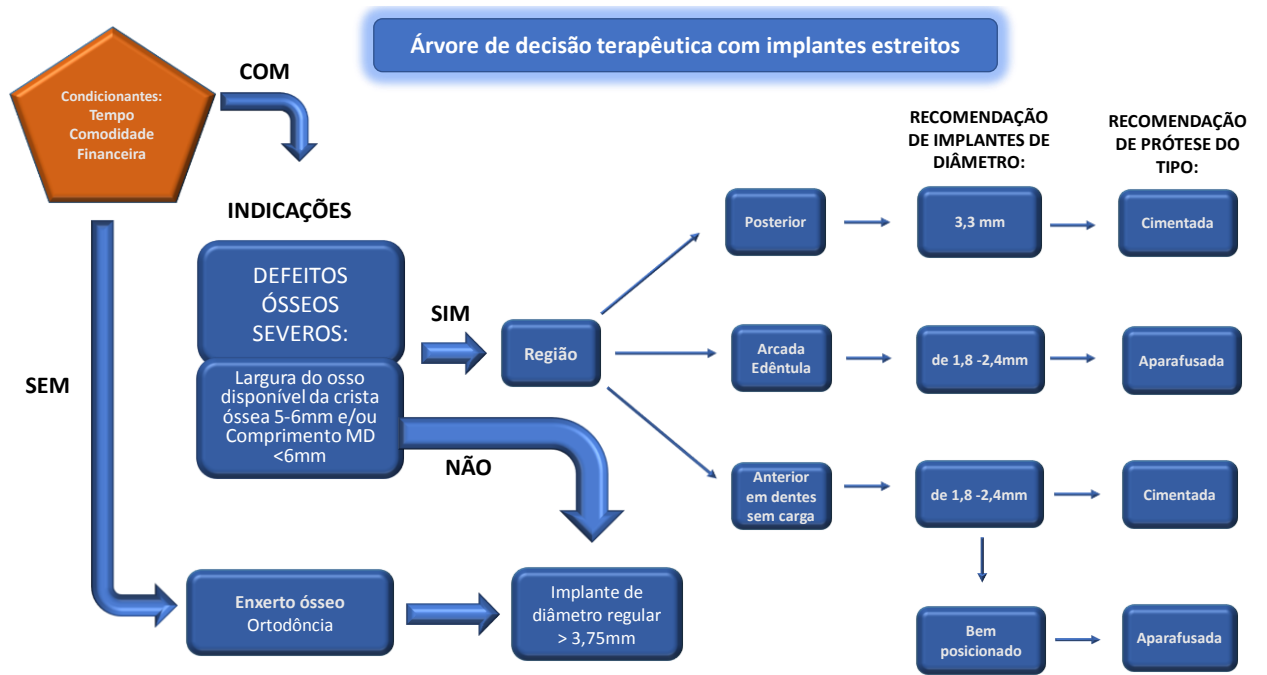
Critérios objectivos de sucesso:

- Perda óssea inferior a 1/3 da altura vertical do implante
- Equilíbrio oclusal e dimensão vertical adequados
- Inflamação gengival passível de tratamento
- Mobilidade inferior a 1 mm em qualquer direcção
- Ausência de sintomatologia e infecção
- Ausência de danos aos tecidos e dentes adjacentes
- Ausência de anestesia, parestesia ou violação do canal mandibular, seio maxilar ou pavimento da cavidade nasal
- Tecido mole saudável
- Taxa mínima de êxito de 75% em 5 anos (Carlos do Carmo Filho et al., 2005)

Também são considerados como precauções as seguintes situações:

- Gravidez
- Alcoolismo
- Tabagismo severo
- Drogas (Verri et al., 2017)

2.4.2 Árvore de decisão



3 CONCLUSÃO

A utilização de implantes dentários é amplamente aplicada na actualidade. Visto isso, existe uma crescente demanda por parte dos fabricantes para fabricação de implantes de diâmetros variados, como por exemplo a necessidade de ter uma alternativa terapêutica minimamente invasiva em relação à cirurgia de enxerto ósseo. No entanto, ainda não existe uma classificação para os diâmetros entre as fabricantes e seus sistemas e conseqüentemente os profissionais, estudantes e a literatura carece dessa padronização.

O planeamento pré-cirúrgico em casos de reabsorção óssea severa, seja por periodontite ou inflamação endodôntica, por perdas dentárias é primordial para a instalação do implante dentário. Dessa maneira o tratamento ortodôntico prévio ou enxerto ósseo podem ser evitados, podendo ser substituído em casos específicos pela instalação de implantes de diâmetro estreitos <3,75 mm.

Do exposto, os implantes estreitos apresentam uma taxa de sobrevivência/sucesso comparável a implantes mais regulares, tanto na região anterior, como também na região posterior.

Estima-se uma forte propensão quanto a utilização de implantes estreitos, sendo cada vez mais habitual sua escolha na clínica. No entanto, cabe ao médico dentista que sua decisão para utilização de implantes estreitos seja pautada por um rigoroso planeamento, baseados nos critérios de avaliação para usá-lo adequadamente.

4 BIBLIOGRAFIA

- Abi-rached, F. D. O., & Messias, A. M. (2015). *Sistema Cone Morse e utilização de pilares com plataforma switching*. 56–60.
- Al-Johany, S. S., Al Amri, M. D., Alsaeed, S., & Alalola, B. (2017). Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, 26(3), 252–260. <https://doi.org/10.1111/jopr.12517>
- Al-Nawas, B., Kämmerer, P. W., Morbach, T., Ladwein, C., Wegener, J., & Wagner, W. (2012). Ten-year retrospective follow-up study of the TiOblast™ dental implant. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1), 127–134. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2009.00237.x>
- Anitua, E., & Pedro, J. De. (2010). Narrow-Diameter Implants As Definitive Implants in Different Clinical Situations : a Retrospective. *Eur J Oral Implantol*, 3(4), 315–322.
- Anitua, E., Saracho, J., Begoña, L., & Alkhraisat, M. H. (2016). Long-Term Follow-Up of 2.5-mm Narrow-Diameter Implants Supporting a Fixed Prosthesis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(4), 769–777. <https://doi.org/10.1111/cid.12350>
- Badran, Z., Struillou, X., Strube, N., Dard, M., & Hoornaert, A. (2017). *Clinical Performance of Narrow-Diameter Titanium-Zirconium Implants: A Systematic Review*. 316–323. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000557>
- Bernardes, SR, Araújo, CA de, Fernandes Neto, AJ, Gomes, VL, & Neves, FD das. (2006). Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *ImplantNews*, 355–359.
- Borie, E., Orsi, I. A., & Araujo, C. P. R. D. E. (2015). *The influence of the connection , length and diameter of an implant on bone biomechanics*. May 2014, 1–9. <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.961957>
- Boss, J. H., Shajrawi, I., Aunullah, J., & Mendes, D. G. (1995). The relativity of biocompatibility. A critique of the concept of biocompatibility. *Israel journal of medical sciences*, 31(4), 203–209.

- Carlos do Carmo Filho, L., João Zortéa Jr, A., dos Santos Coura, G., & Roberto Franzon Filho, P. (2005). Análise de Osseointegração Primária de 396 Implantes Osseointegráveis do Sistema Neodent 1 Primary Osseointegration Analysis in 396 Osseointegrated Implants of Neodent System. *Rev Bras Implantodont Prótese Implant*, 12(48), 206–220.
- Casentini, P., Zaniboni, M., Corsi, E., & Anello, T. (2011). Titanium – zirconium alloy narrow- diameter implants (Straumann Roxolid ®) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges : prospective study on 18 consecutive patients. 1–6. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02296.x>
- Christensen, G. J. (2009). *The increased use of small-diameter implants*. June, 709–712.
- Cinel, S., Celik, E., Sagirkaya, E., & Sahin, O. (2017). Experimental evaluation of stress distribution with narrow diameter implants : A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.04.024>
- Clarke, B. (2008). Normal bone anatomy and physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology : CJASN*, 3 Suppl 3, 131–139. <https://doi.org/10.2215/CJN.04151206>
- Cochrane, B. (2008). *Tratamentos de superfície nos implantes dentários Surface treatments in dental implants*. 5458, 123–130.
- De Almeida Prado Naves Carneiro, Thiago, Lia Dietrich, Marcel Santana Prudente, João Paulo Da Silva Neto, Célio Jesus Do Prado, Cleudmar Amaral De Araújo, and Flávio Domingues Das Neves. 2016. “Fracture Resistance of Internal Conical and External Hexagon: Regular and Narrow Implant-Abutment Assemblies.” *Implant Dentistry* 25(4):510–14. doi: 10.1097/ID.0000000000000446.
- Degidi, M., Piattelli, A., & Carinci, F. (2008). Clinical Outcome of Narrow Diameter Implants: A Retrospective Study of 510 Implants. *Journal of Periodontology*, 79(1), 49–54. <https://doi.org/10.1902/jop.2008.070248>
- Devlin, H., & Ferguson, M. W. (1991). Alveolar ridge resorption and mandibular atrophy. A review of the role of local and systemic factors. *British dental journal*, 170(3), 101–104. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4807427>
- Fuh, L. J., Huang, H. L., Chen, C. S., Fu, K. L., Shen, Y. W., Tu, M. G., Shen, W. C., &

- Hsu, J. T. (2010). Variations in bone density at dental implant sites in different regions of the jawbone. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(5), 346–351. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02061.x>
- Galindo-Moreno, Pablo, Peter Nilsson, Paul King, Nils Worsaae, Alexander Schramm, Miguel Padial-Molina, and Carlo Maiorana. 2017. “Clinical and Radiographic Evaluation of Early Loaded Narrow-Diameter Implants: 5-Year Follow-up of a Multicenter Prospective Clinical Study.” *Clinical Oral Implants Research* 28(12):1584–91. doi: 10.1111/clr.13029.
- Guimarães Neto, U. G., & Bacelar, S. M. de A. (2019). IMPLANTES DENTÁRIOS COM SUPERFÍCIE TRATADA: REVISÃO DE LITERATURA. *Brazilian Journal of Implantology and Health Sciences*, 1(4 SE-), 69–83. <https://bjih.emnuvens.com.br/bjih/article/view/12>
- Hallman, M. 2001. “A Prospective Study of Treatment of Severely Resorbed Maxillae with Narrow Nonsubmerged Implants: Results after 1 Year of Loading.” *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 16(5):731–36.
- Hirata, R., Bonfante, E. A., Anchieta, R. B., Machado, L. S., Freitas, G., Fardin, V. P., Tovar, N., & Coelho, P. G. (2016). Reliability and failure modes of narrow implant systems. *Clinical Oral Investigations*, 20(7), 1505–1513. <https://doi.org/10.1007/s00784-015-1636-8>
- Hirata, R., Bonfante, E. A., Machado, L. S., & Tovar, N. (2014). *Mechanical Evaluation of Four Narrow-Diameter*. May 2019. <https://doi.org/10.11607/ijp.3926>
- Hülsmann, M., and W. Hahn. 2000. “Complications during Root Canal Irrigation - Literature Review and Case Reports.” *International Endodontic Journal* 33(3):186–93. doi: 10.1046/j.1365-2591.2000.00303.x.
- Ioannidis, A., Gallucci, G. O., Jung, R. E., Borzangy, S., Hämmerle, C. H. F., & Benic, G. I. (2015). Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 3-year results of a randomized controlled clinical study. *Journal of Clinical Periodontology*, 42(11), 1060–1070. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12468>

- Javed, F., & Romanos, G. E. (2015). *Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review*. 1–10. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1333-z>
- JC, Wataha. 2000. “Biocompatibility of Dental Casting Alloys: A Review.” *The Journal of Prosthetic Dentistry* 83(2):223–34.
- King, Paul, Carlo Maiorana, Ralph Luthardt, Katarina Sondell, Jesper Øland, Pablo Galindo-Moreno, and Peter Nilsson. 2016. “Clinical and Radiographic Evaluation of a Small-Diameter Dental Implant Used for the Restoration of Patients with Permanent Tooth Agenesis (Hypodontia) in the Maxillary Lateral Incisor and Mandibular Incisor Regions: A 36-Month Follow-Up.” *The International Journal of Prosthodontics* 29(2):147–53. doi: 10.11607/ijp.4444.
- Kohli, N., Ho, S., Brown, S. J., Sawadkar, P., Sharma, V., Snow, M., & García-Gareta, E. (2018). Bone remodelling in vitro: Where are we headed?: -A review on the current understanding of physiological bone remodelling and inflammation and the strategies for testing biomaterials in vitro. *Bone*, 110, 38–46. <https://doi.org/10.1016/j.bone.2018.01.015>
- Lauritano, Dorina, Roberto Grassi, Dario Di Stasio, Alberta Lucchese, and Massimo Petruzzi. 2014. “Successful Mandible Rehabilitation of Lower Incisors with One-Piece Implants.” *Journal of Medical Case Reports* 8(1):1–4. doi: 10.1186/1752-1947-8-406.
- Lemos, C. A. A., De Souza Batista, V. E., Almeida, D. A. D. F., Santiago Júnior, J. F., Verri, F. R., & Pellizzer, E. P. (2016). Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 419–427. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.026>
- Leticia María Lemus Cruz, C. E., Urrutia, Z. A., & Castell, A. C. L. (2009). Origen y evolucion de los implantes dentales. *Revista Habanera de Ciencias Medicas*, 8(4).
- Lindh, C., Oliveira, G. H. C., Leles, C. R., do Carmo Matias Freire, M., & Ribeiro-Rotta, R. F. (2014). Bone quality assessment in routine dental implant treatment among Brazilian and Swedish specialists. *Clinical Oral Implants Research*, 25(9), 1004–

1009. <https://doi.org/10.1111/clr.12221>
- Lops, Diego, Eriberto Bressan, Gianluca Pisoni, Niccol Cea, Boris Corazza, and Eugenio Romeo. 2012. "Short Implants in Partially Edentulous Maxillae and Mandibles: A 10 to 20 Years Retrospective Evaluation." *International Journal of Dentistry* 2012. doi: 10.1155/2012/351793.
- Moraschini, V., Poubel, L. A., Ferreira, V. F., & Barboza, E. (2015). Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(3), 377–388. <https://doi.org/10.1016/j.ijom.2014.10.023>
- Oliveira, L. F. De, & Ladeia, F. D. G. (2018). *Comment Plataformas e Conexões em Implante : Uma Revisão de Literatura Platforms and Connections in Implant : A Literature Review e tecnológico da reabilitação oral , dentro desses estudos as conexões e plataformas vem sendo externa , a externa mais comum. 2011, 1110–1118.*
- Oyama, Kotaro, Joseph Y. K. Kan, Kitichai Rungcharassaeng, and Jaime Lozada. 2012. "Immediate Provisionalization of 3.0-Mm-Diameter Implants Replacing Single Missing Maxillary and Mandibular Incisors: 1-Year Prospective Study." *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 27(1):173–80.
- Park, J.-Y., Koo, K.-T., Kim, T.-I., Seol, Y.-J., Lee, Y.-M., Ku, Y., Rhyu, I.-C., & Chung, C.-P. (2010). Socket preservation using deproteinized horse-derived bone mineral. *J Periodontal Implant Sci*, 40(5), 227–231. <https://doi.org/10.5051/jpis.2010.40.5.227>
- Pieri, Francesco, Lucia Siroli, Caterina Forlivesi, and Giuseppe Corinaldesi. 2014. "Clinical, Esthetic, and Radiographic Evaluation of Small-Diameter (3.0-Mm) Implants Supporting Single Crowns in the Anterior Region: A 3-Year Prospective Study." *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry* 34(6):825–32. doi: 10.11607/prd.1588.
- Schiegnitz, E., Al-Nawas, B., Tegner, A., Sagheb, K., Berres, M., Kämmerer, P. W., &

- Wagner, W. (2016). Clinical and Radiological Long-Term Outcome of a Tapered Implant System with Special Emphasis on the Influence of Augmentation Procedures. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 18(4), 810–820. <https://doi.org/10.1111/cid.12338>
- Silva, F. L. e, Rodrigues, F., Pamato, S., & Pereira, J. R. (2016). Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. *Revista Da Faculdade de Odontologia - UPF*, 21(1), 136–142. <https://doi.org/10.5335/rfo.v21i1.5256>
- Tolentino, L., Sukekava, F., Garcez-Filho, J., Tormena, M., Lima, L. A., & Araújo, M. G. (2016). One-year follow-up of titanium/zirconium alloy X commercially pure titanium narrow-diameter implants placed in the molar region of the mandible: A randomized controlled trial. *Clinical Oral Implants Research*, 27(4), 393–398. <https://doi.org/10.1111/clr.12561>
- Tonella, B. P. (2009). *Bianca Tonella-2009*. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse. Dissertação (Mestrado). <https://repositorio.unesp.br>
- Verri, F., Rose, A., & August, F. (2017). Related Papers. *Over The Rim*, 191–199. <https://doi.org/10.2307/j.ctt46nrzt.12>
- Zancopé, K., Dias Resende, C. C., Castro, C. G., Salatti, R. C., & Domingues das Neves, F. (2017). Influence of the Prosthetic Index on Fracture Resistance of Morse Taper Dental Implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 32(6), 1333–1337. <https://doi.org/10.11607/jomi.4658>
- Zinsli, B., & Mericske, E. (2004). *Clinical Evaluation of Small-Diameter ITI Implants* : 19(1).