



INFLUÊNCIA DOS ASPECTOS FÍSICOS E ESTRUTURAIS DOS IMPLANTES NA OSSEointegração E NA LONGEVIDADE CLÍNICA - REVISÃO DE LITERATURA

INFLUENCE OF PHYSICAL AND STRUCTURAL ASPECTS OF IMPLANTS ON OSSEointegration AND CLINICAL LONGEVITY - LITERATURE REVIEW

INFLUENCIA DE LOS ASPECTOS FÍSICOS Y ESTRUCTURALES DE LOS IMPLANTES EN LA OSSEointegración Y LA LONGEVIDAD CLÍNICA - REVISIÓN DE LA LITERATURA

 <https://doi.org/10.56238/levv16n55-040>

Data de submissão: 05/11/2025

Data de publicação: 05/12/2025

Mylena Eduarda Bonfim da Silva Batista

Graduanda em Odontologia

Instituição: Universidade Paulista (UNIP) - campus Flamboyant

E-mail: mylena1112@gmail.com

Olegário Antônio Teixeira Neto

Professor

Instituição: Universidade Paulista (UNIP) - campus Flamboyant

Flávio Carvalho Alves Cunha

Graduando em Especialização Periodontia e Implantodontia

Instituição: Instituto Nobel - Aparecida de Goiânia

Thiago Cassiano de Faria Vilela Filho

Graduando em Especialização Periodontia e Implantodontia

Instituição: Instituto Nobel - Aparecida de Goiânia

Pedro Henrique Nunes dos Santos

Cirurgião Dentista

Instituição: Centro Universitário Goyazes - Trindade

Rogério Vieira Reges

Professor

Instituição: Universidade Paulista (UNIP) - campus Flamboyant

RESUMO

Os implantes dentários representam uma alternativa terapêutica amplamente utilizada para a reabilitação de indivíduos com perda dentária, oferecendo benefícios funcionais, estéticos e biológicos. O sucesso desse tratamento depende diretamente do processo de osseointegração e da estabilidade primária e secundária, os quais são influenciados por características físicas e estruturais dos implantes. O presente trabalho é uma revisão de literatura que teve como objetivo analisar a influência do material de fabricação, do design, da topografia, da rugosidade, da molhabilidade, dos tratamentos de superfície e do corpo do implante na osseointegração e na longevidade clínica dos implantes dentários. Os

resultados demonstraram que o titânio grau IV permanece como padrão-ouro pela sua biocompatibilidade, embora materiais alternativos, como a zircônia e o PEEK, apresentem potencial promissor. Ademais, observou-se que superfícies tratadas, com rugosidade moderada e características hidrofílicas, favorecem a cicatrização, a atividade celular e a deposição óssea, enquanto a escolha adequada do tamanho, diâmetro e formato do implante contribui para melhor distribuição de forças mastigatórias e estabilidade a longo prazo. Conclui-se que a seleção criteriosa do implante, considerando as condições anatômicas e clínicas de cada paciente, é fundamental para garantir maior previsibilidade, estética e funcionalidade, reduzindo riscos de falhas e promovendo melhores resultados clínicos.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Osseointegração. Longevidade. Titânio. Zircônia e Propriedades de Superfície.

ABSTRACT

Dental implants represent a widely used therapeutic alternative for the rehabilitation of individuals with tooth loss, offering functional, aesthetic, and biological benefits. The success of this treatment depends directly on the osseointegration process and primary and secondary stability, which are influenced by the physical and structural characteristics of the implants. This literature review aimed to analyze the influence of manufacturing material, design, topography, roughness, wettability, surface treatments, and the implant body on the osseointegration and clinical longevity of dental implants. The results demonstrated that grade IV titanium remains the gold standard for its biocompatibility, although alternative materials, such as zirconia and PEEK, show promising potential. Furthermore, it was observed that treated surfaces, with moderate roughness and hydrophilic characteristics, favor healing, cellular activity, and bone deposition, while the appropriate selection of implant size, diameter, and shape contributes to better distribution of masticatory forces and long-term stability. It is concluded that careful implant selection, considering the anatomical and clinical conditions of each patient, is essential to ensure greater predictability, aesthetics, and functionality, reducing the risk of failure and promoting better clinical outcomes.

Keywords: Dental Implants. Osseointegration. Longevity. Titanium. Zirconia. Surface Properties.

RESUMEN

Los implantes dentales representan una alternativa terapéutica ampliamente utilizada para la rehabilitación de personas con pérdida dental, ofreciendo beneficios funcionales, estéticos y biológicos. El éxito de este tratamiento depende directamente del proceso de osteointegración y la estabilidad primaria y secundaria, los cuales se ven influenciados por las características físicas y estructurales de los implantes. Esta revisión bibliográfica tuvo como objetivo analizar la influencia del material de fabricación, el diseño, la topografía, la rugosidad, la humectabilidad, los tratamientos superficiales y el cuerpo del implante en la osteointegración y la longevidad clínica de los implantes dentales. Los resultados demostraron que el titanio grado IV sigue siendo el estándar de oro en cuanto a biocompatibilidad, aunque materiales alternativos, como la zirconia y el PEEK, muestran un potencial prometedor. Además, se observó que las superficies tratadas, con rugosidad moderada y características hidrofílicas, favorecen la cicatrización, la actividad celular y la deposición ósea, mientras que la selección adecuada del tamaño, diámetro y forma del implante contribuye a una mejor distribución de las fuerzas masticatorias y a la estabilidad a largo plazo. Se concluye que una selección cuidadosa de los implantes, considerando las condiciones anatómicas y clínicas de cada paciente, es esencial para garantizar una mayor previsibilidad, estética y funcionalidad, reduciendo el riesgo de fracaso y promoviendo mejores resultados clínicos.

Palabras clave: Implantes Dentales. Osteointegración. Longevidad. Titanio. Zirconio y Propiedades Superficiales.

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, os implantes dentários representam uma abordagem terapêutica amplamente utilizada na reabilitação de indivíduos com ausência total ou parcial de dentes, devido aos benefícios funcionais, estéticos e biológicos que proporcionam e da excelente longevidade clínica quando comparados com as próteses convencionais. Entretanto, para que esses resultados sejam alcançados, é fundamental conhecer os avanços da Implantodontia e compreender, principalmente, os aspectos físicos e estruturais dos implantes, além dos princípios da osseointegração e das estabilidades primária e secundária.¹

A Implantodontia está em uma constante evolução desde as civilizações pré-colombianas com o primeiro relato de tratamento de implante bem sucedido atribuído à civilização maia com a implantação de três válvulas de conchas no lugar de incisivos inferiores em uma mandíbula. No século XIX, foi documentado o primeiro implante metálico endoósseo, projetado pelo italiano Maggiolo, utilizando uma raiz artificial de ouro 18 quilates. Já durante o século XX, novas abordagens surgiram com o uso de materiais como porcelana, platina, vitallium e tântalo, e de novos formatos, como implantes em forma de “gaiola” e espiral de dupla hélice. Essas inovações antecipam conceitos hoje fundamentais, como a osseointegração e a estabilidade primária, que consolidam as bases da Implantodontia moderna.^{2,3}

O conceito de osseointegração foi criado por Per-Ingvar Branemark, a partir da elaboração de um implante de titânio rosqueado, em 1978, e de seus experimentos que demonstraram que o tecido ósseo se ligava à superfície de titânio. Com base nessa descoberta, Branemark definiu a osseointegração como “uma conexão estrutural e funcional direta entre osso vivo e ordenado e a superfície de um implante que suporta carga”. Esse processo tem início logo após a instalação do implante, com uma sequência de eventos inflamatórios e celulares. Em poucos dias, inicia-se a formação e mineralização do novo osso ao redor do implante, e até a 12^a semana ocorre a maturação do osso lamelar, resultando em uma osseointegração estável e funcional.^{3,4}

A osseointegração é essencial para o sucesso dos implantes dentários, pois é por meio dela que o implante apresenta maior resistência e adquire uma maior longevidade clínica devido a sua fixação ao osso. Ademais, garante a capacidade de suportar adequadamente as forças funcionais aplicadas ao longo do tempo. Considerando esses aspectos, uma osseointegração bem sucedida depende da inter-relação de vários fatores que devem ser estabelecidos simultaneamente, como a biocompatibilidade do material, o design e a estabilidade do implante, as condições biológicas do paciente e a densidade óssea do local de instalação.⁴

A estabilidade primária, definida como biométrica, é a estabilidade obtida imediatamente após a inserção do implante, decorrente do encaixe mecânico direto entre o implante e o osso circundante. Ela é determinada pela quantidade e qualidade do osso alveolar, sendo essencial para a prevenção de

micromovimentos e para que a remodelação óssea seja alcançada, além de ser influenciada pelo design e pela superfície do implante. Diante disso, a medida que o novo osso é formado a estabilidade secundária é estabelecida, também conhecida como biológica, sendo consequência da formação e remodelação do osso alveolar na superfície do implante.^{5,6}

Os aspectos físicos e estruturais dos implantes influenciam diretamente na osseointegração e na longevidade clínica. Características como a topografia, o grau de molhamento, a rugosidade e o tratamento da superfície promovem a adesão celular e favorecem a formação de ligações celulares, além de estimularem uma resposta mais eficiente das células osteogênicas e inflamatórias. Esses fatores contribuem para uma cicatrização mais rápida e facilitam o crescimento ósseo ao redor do implante, aumentando a previsibilidade do sucesso clínico e melhorando a estabilidade primária.^{4,7}

Ademais, fatores como a densidade óssea do local de instalação, o material de fabricação e o design geométrico do implante, incluindo aspectos como o diâmetro, o formato e o comprimento, desempenham um papel fundamental na obtenção de maior biocompatibilidade, resistência mecânica e estabilidade dos implantes. Essas características também podem conferir propriedades antibacterianas à superfície do implante, promovendo uma resposta biológica mais eficiente e acelerando o processo de osseointegração.^{4,5,7}

Desta maneira, o objetivo deste trabalho é realizar uma análise aprofundada, com base na literatura científica, sobre como os aspectos físicos e estruturais dos implantes dentários influenciam o processo de osseointegração e a longevidade clínica. Busca-se identificar e discutir de forma detalhada as características relacionadas ao material de fabricação, ao design geométrico, a rugosidade, o molhamento, a topografia e aos tratamentos de superfície dos implantes. Além disso, pretende-se avaliar de que maneira essas variáveis interferem na estabilidade primária e secundária, na resposta biológica do tecido ósseo ao redor do implante e na resistência mecânica ao longo do tempo, contribuindo para a redução de complicações e o aumento das taxas de sucesso clínico.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho é uma revisão de literatura narrativa desenvolvida a partir de pesquisas bibliográficas realizadas na base de dados PubMed, considerando artigos publicados entre 2000 e 2025, sob as seguintes palavras-chave: “osseointegração”, “implantes dentários”, “longevidade”, “titânio”, “zircônia” e “propriedades de superfície”, além de seus correspondentes em inglês, seguindo a padronização dos Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) e do Medical Subject Headings (MeSH).

Para os critérios de seleção de artigos foram incluídos artigos originais e completos, que abordassem diretamente a relação entre os aspectos físicos e estruturais dos implantes com o processo de osseointegração e o desempenho clínico. Foram excluídos trabalhos com foco em outras áreas da Odontologia, artigos não indexados e publicações em idiomas diferentes do português e inglês. A

seleção dos artigos ocorreu em duas etapas: inicialmente, pela leitura dos títulos e resumos, e, posteriormente, pela análise do texto completo, com o propósito de garantir a relevância e a qualidade das publicações incluídas.

3 REVISÃO DE LITERATURA

3.1 MATERIAL DOS IMPLANTES

Atualmente, três principais materiais têm sido estudados para a fabricação de implantes dentários: o titânio, a zircônia e o polieter-éter-cetona (PEEK). Dentre esses, apenas o titânio e a zircônia já são comercializados e utilizados na prática clínica. O PEEK ainda está em fase de desenvolvimento e pesquisa para ser adotado como implante dentário.^{7,12}

O implante de titânio vem sendo utilizado desde o século XX e, atualmente, é o material mais comercializado e adotado clinicamente, principalmente o titânio grau IV, que apresenta maior resistência entre os diversos graus de titânio, excluindo as ligas. Esse é um material de escolha por sua excelente biocompatibilidade, atribuída à formação de uma camada de óxido estável e autolimitada em sua superfície, a qual atua como uma barreira protetora, impedindo a oxidação e a corrosão adicionais. Além disso, apresenta propriedades mecânicas e físicas, como resistência a fadiga, baixo módulo de elasticidade, resistência a cargas repetidas e menor rigidez, diminuindo a sobrecarga sobre o osso. Sua versatilidade permite a fabricação de uma ampla variedade de implantes e componentes dentários.^{7,8,9,10}

Entretanto, o titânio pode apresentar algumas desvantagens, entre elas a limitação estética, uma vez que sua coloração acinzentada pode gerar um fundo escurecido e opaco sobre o tecido mole, especialmente em casos de mucosa peri-implantar fina ou de recessão gengival, e a possibilidade de hipersensibilidade ao metal. Estudos recentes demonstram um número crescente de pacientes que rejeitam a presença de componentes metálicos em seu organismo. Outrossim, superfícies tradicionais não modificadas, não possuem capacidade intrínseca de combater a formação de biofilme nem de promover uma osseointegração ideal.^{7,8,10}

A zircônia surgiu na Implantodontia em 2005, como uma alternativa promissora aos implantes de titânio, principalmente como uma opção aos pacientes com alergia ao metal e pela superioridade estética proporcionada pela cor branca, com capacidade de mascarar substratos escuros, com boa opacidade nos espectros visível e infravermelho, além de apresentar translucidez controlada. Além disso, apresenta propriedades físico-mecânicas favoráveis, como alta resistência à flexão, tenacidade à fratura satisfatória e elevada estabilidade química. Destaca-se ainda por sua baixa suscetibilidade à formação de placa bacteriana, excelente biocompatibilidade e melhor resposta dos tecidos moles peri-implantares, favorecendo a adesão e proliferação celular.^{8,9,10,11}

Por outra perspectiva, a zircônia possui desvantagens desafiadoras. Um dos principais fatores limitantes é a baixa degradação térmica, ou seja, um processo de envelhecimento ocasionado pela degradação da zircônia em baixas temperaturas, que leva ao aumento de microporosidades e microfraturas, arrancamento de grãos e delaminação da superfície, resultando na formação de trincas na cerâmica e, posteriormente, na fratura do implante. Ademais, o processo de modificação superficial é complexo, por apresentar poucas opções eficazes, e as possibilidades de restauração de implantes de zircônia são escassas.^{8,11}

Devido à falta de estudos a longo prazo, a zircônia não deve ser indicada para todas as situações clínicas. Seu uso em regiões posteriores, especialmente em casos de implantes de peça única, deve ser feito com cautela, uma vez que a sobrecarga mecânica é considerada uma das principais causas da fratura dos implantes. Diante disso, implantes com diâmetro menor ou igual a 3,25 mm não são recomendados para aplicação clínica.¹¹

O poliéster-éter-cetona é um polímero sintético orgânico, muito utilizado na ortopedia e na traumatologia, que vem sendo estudado para se aplicar a Implantodontia. É um material versátil, com alta resistência mecânica e química à degradação, além de estável em altas temperaturas e baixa densidade. O PEEK também se destaca por sua excelente biocompatibilidade, favorecendo o comportamento ósseo e dos tecidos moles, com propriedades semelhantes às do osso humano. Além disso, oferece vantagens estéticas, devido a sua coloração bege e aparência translúcida, e antialérgicas em comparação ao titânio. No entanto, é vulnerável à formação de biofilme, é bioinerte e não possui propriedades com potencial osteocondutor integrado, evitando a formação de tecido fibroso.^{4,7,10,12}

3.2 TOPOGRAFIA SUPERFICIAL

3.2.1 Macrogeometria

A macrogeometria refere-se às características visíveis do implante, definidas como projeto de fixação, em escala milimétrica, incluindo o formato, o tamanho, o design da rosca e as cavidades, como sulcos e depressões. Essa estrutura é responsável por promover os espaços para o crescimento ósseo e a estabilidade primária, ou seja, o intertravamento mecânico entre o implante e o osso, sendo fundamental para o sucesso da instalação e para suportar as cargas funcionais.^{10,13}

3.2.2 Microgeometria

A microgeometria corresponde às modificações na superfície visíveis ao microscópio óptico em escala micrométrica, normalmente entre 1 e 100 μm . As irregularidades criadas podem alterar e melhorar as propriedades físicas e químicas do implante, como a rugosidade e a molhabilidade, sendo criadas principalmente por processos como usinagem, jateamento e jateamento de areia combinados

com ataque ácido. Entretanto, essas alterações também podem favorecer a adesão de bactérias, facilitando a formação de biofilme.¹⁰

A superfície modificada em nível micro favorece a estabilidade secundária, promovendo a adesão celular, a renovação, a remodelação e a deposição óssea na interface entre o implante e o osso, uma vez que atrai células osteogênicas em diferenciação e estimula as plaquetas a secretar mediadores que auxiliam na estabilização do coágulo e na formação da matriz de fibrina. Além disso, contribui para o sucesso clínico, especialmente em situações mais desafiadoras, como nos casos em que a qualidade óssea do paciente é comprometida.^{10,13}

3.2.3 Nanogeometria

Os processos de fabricação em nanotecnologia é uma proposta que vem ganhando destaque na Implantodontia, por proporcionar alterações na textura, no comprimento, na escala e no padrão das superfícies do implante ao mesmo tempo que altera as propriedades químicas. No entanto, devido aos altos custos envolvidos, ainda são poucos os fabricantes que disponibilizam superfícies de implantes com características em nanoscala. As técnicas mais utilizadas para realizar essas alterações incluem a ablação a laser e a aplicação de nanocompósitos.^{10,13}

A nanogeometria caracteriza-se por tratamentos realizados na superfície em escala nanométrica, variando entre 1 a 100 nm, muitas vezes invisíveis até ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Ela contribui para uma melhor osseointegração, tanto a nível celular quanto proteico, uma vez que apresenta potencial para estimular o comportamento osteoblástico. Ademais, reduz a adesão bacteriana, favorece a adesão celular e promove condições adequadas para a cicatrização óssea, pois, proporciona interações substanciais entre o coágulo sanguíneo e a superfície do implante.^{10,13,14}

3.3 TRATAMENTOS DE SUPERFÍCIE

3.3.1 Usinagem

A usinagem foi o primeiro processo a ser utilizado na fabricação de implantes, com base nos estudos de Branemark. Ela envolve a remodelação de uma peça de material bruto, normalmente metais como o titânio, utilizando ferramentas de corte para dar forma, dimensão e acabamento desejados. Como resultado, são obtidas características superficiais com rugosidade em macro ou microescala, que proporcionam um período mais longo para a consolidação óssea.¹⁵

3.3.2 Jateamento de areia

O jateamento de areia consiste em aplicar partículas de óxido de alumínio (Al_2O_3), alumínio (Al), titânio (Ti) ou hidroxiapatita, em um jato de areia de alta pressão e alta velocidade para

bombardear a superfície do implante. Diante disso, são criadas rugosidades em micro ou nanoescala por toda a área superficial sem padronização, dependendo do tamanho das partículas utilizadas. Esse processo demonstrou um prognóstico melhor do que o processo de usinagem de superfície relativamente lisa, principalmente em ossos de baixa densidade.^{10,15}

3.3.3 Ataque ácido

O ataque ácido baseia-se na aplicação de soluções ácidas, como ácido fluorídrico (HF), nítrico (HNO_3), sulfúrico (H_2SO_4) ou clorídrico (HCl), na superfície do implante com o intuito de realizar uma limpeza de resíduos de fabricação ou desenvolver rugosidades em micro ou nanoescala. Assim, várias topografias podem ser geradas com seu uso, as quais melhoram a velocidade de osseointegração e diminuem a formação de placas bacterianas. Entretanto, sua aplicação em excesso pode causar deformações superficiais que comprometem a cicatrização celular.¹⁵

3.3.4 Jateamento de areia com ataque ácido

O jateamento de areia com ataque ácido envolve a abrasão com partículas de alumina ou titânio, seguido do ataque ácido, que promove a remodelação da estrutura do implante por contato físico e a formação de microirregularidades por ação química. Ele representa o processo mais utilizado na atualidade, por criar uma superfície com excelente rugosidade, maior potencial de adesão proteica e fixação mecânica, além de acelerar a osseointegração e a adesão celular, aumentando a presença de células gigantes multinucleadas na superfície do implante e o contato entre o osso e o implante.^{7,10,15,16}

3.3.5 Anodização

A anodização é um processo que envolve a utilização de soluções eletrolíticas, variações de voltagem e temperatura, além do uso de um cátodo e um ânodo para auxiliar na reação. Em implantes de titânio, ela modifica a superfície eletroquimicamente, criando uma camada de óxido mais espessa. De forma geral, esse processo estimula a aderência de osteoblastos, além da deposição, fixação e proliferação de fibroblastos gengivais. Estudos demonstram que implantes anodizados possuem uma taxa de sobrevivência de 100% em comparação com implantes usinados e reduz significativamente o estabelecimento de bactérias ao redor da superfície.^{7,10,15}

3.3.6 Pulverização de plasma

A pulverização de plasma é um processo no qual um plasma carregado com o material desejado, como titânio, prata, ouro e diversas cerâmicas, é gerado em um ambiente de vácuo ou de baixa pressão atmosférica sobre a superfície do implante. Assim, a nova camada depositada adere à superfície e se

forma por sinterização, criando micro ou nanorugosidades, que aumenta a hidrofilicidade do material, incentiva a adesão celular, a atividade de fatores relacionados à diferenciação óssea e a osseointegração. Porém, é necessário se ter um cuidado maior na inserção clínica do implante, visto que sua fragilidade interfacial e a chance de fratura da camada aderida é maior.^{10,15}

3.3.7 Tratamento a laser

O laser é uma forma de tratamento que permite a fabricação de morfologias idênticas e constantes, com maior quantidade de rugosidades na superfície do implante. Esse método proporciona o aumento da energia livre de superfície e da molhabilidade, além de melhorar a osseointegração por meio do aumento da viabilidade das células osteogênicas, da adesão e da proliferação celular. Esse tratamento pode ser aplicado em diferentes tipos de superfície, como no titânio e na zircônia.^{10,15}

3.3.8 Revestimento

O revestimento é a deposição de nanopartículas na superfície do implante, muito utilizado para melhorar as propriedades antibacterianas, a biocompatibilidade e a osseointegração. Entretanto, a aplicação de revestimentos sobre superfícies já tratadas, com características como hidrofilicidade e/ou nanoestruturação, pode comprometer algumas dessas propriedades, necessitando de uma avaliação aprofundada para verificar se há ou não vantagens adicionais.^{10,15}

Atualmente, existem vários tipos de revestimentos, entre os quais se destacam aqueles à base de medicamentos, peptídeos antimicrobianos (AMPs), metais e/ou óxidos metálicos, polímeros sintéticos e polímeros derivados naturalmente. O revestimento com medicamentos consiste na utilização de antibióticos, como a doxiciclina, na superfície dos implantes para reduzir a viabilidade bacteriana e prevenir o desenvolvimento de biofilme. As superfícies mais porosas ou com multicamadas são mais vantajosas para prolongar o tempo de liberação do fármaco.¹²

As superfícies imobilizadas com AMPs atuam rompendo a integridade da membrana bacteriana e leva a ativação de enzimas autolíticas. Além disso, apresenta boa compatibilidade e não gera resistência a antibióticos. Por sua vez, os revestimentos com metais e/ou óxidos metálico, como a prata, nitreto, cobre, zinco, cério e seus respectivos óxidos, são reconhecidos por sua potente atividade antibacteriana e adequada biocompatibilidade, mas é fundamental que essas partículas metálicas sejam devidamente fixadas para evitar a toxicidade de alguns desses metais.^{10,12}

As modificações de superfície com polímeros sintéticos, como o Poli(etilenoglicol), possuem propriedades antiaderentes, que impedem a absorção de proteínas e a subsequente adesão bacteriana. Já as modificações com polímeros derivados naturalmente, como a quitosana, tem sido amplamente utilizadas na Implantodontia por apresentarem propriedades superiores como a biocompatibilidade, a

biodegradabilidade, a bioatividade e a atividade antibacteriana contra bactérias Gram-positivas e Gram-negativas.¹²

3.4 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A rugosidade da superfície dos implantes é resultado do processo de fabricação dos implantes e de suas modificações. Ela exerce grande influência sobre a resposta das células inflamatórias e osteogênicas, favorecendo a osseointegração e a cicatrização. A partir da classificação proposta por Wennerberg e colaboradores, utilizando o desvio médio aritmético de uma superfície (Sa) como base, as superfícies podem ser divididas em lisas ou usinadas ($Sa < 0,5 \mu\text{m}$), minimamente rugosas ($Sa 0,5 - 1,0 \mu\text{m}$), moderadamente rugosas ($Sa 1,0 - 2,0 \mu\text{m}$) e rugosas (valor $Sa \geq 2,0 \mu\text{m}$).⁷

Estudos recentes demonstram que, independentemente do material de base, uma superfície moderadamente rugosa é ideal para otimizar a resposta osteogênica. Entre as vantagens dessa superfície estão a maior estabilidade primária e melhor estabilidade mecânica a longo prazo, reduzindo a quantidade de falhas após a instalação do implante. Modificações na micro e nano rugosidade da superfície representam uma alternativa com potencial de melhorar a biocompatibilidade, o torque de remoção dos implantes e promover uma melhor osseointegração. No entanto, o aumento da rugosidade superficial pode facilitar a adesão bacteriana, o que eleva o risco de peri-implantite.^{7,13}

Além disso, pesquisas mostram que as superfícies de titânio ou zircônia que apresentam microtopografia rugosa promovem maior diferenciação de osteoblastos, produção de colágeno tipo 1, maior expressão de proteína da matriz óssea e intensificação na mineralização da camada célula-matriz. As superfícies com rugosidade em escala micrométrica criam um ambiente mais propício à osteogênese e estimulam a diferenciação de células-tronco mesenquimais (MSCs) em osteoblastos. Ademais, foi sugerido que as células têm melhor interação com superfícies de rugosidade média de $1,5 \mu\text{m}$.^{7,15}

3.5 MOLHABILIDADE DA SUPERFÍCIE

A molhabilidade é uma propriedade importante da superfície dos implantes, pois influencia diretamente sua biocompatibilidade. Ela é medida pelo CA, ângulo de contato, que reflete a capacidade da superfície em interagir com líquidos e classifica a superfície como hidrofílica ($CA < 90^\circ$), superhidrofílica ($CA \approx 0^\circ$), hidrofóbica ($CA > 90^\circ$) ou superhidrofóbica ($CA > 150^\circ$). Atualmente, a maioria dos implantes utilizados clinicamente apresenta características hidrofóbicas devido aos métodos tradicionais de fabricação e armazenamento.^{15,17}

O sistema biológico pode ser diretamente afetado pela molhabilidade, principalmente em quatro aspectos: 1 - adesão de proteínas e outras macromoléculas na superfície; 2 - interações de tecidos moles e duros com as superfícies; 3 - adesão bacteriana, resultando na formação de biofilme;

4 - taxa de osseointegração clínica. Além disso, a hidrofilicidade da superfície pode afetar a quantidade de proteínas que se ligam a ela, a força dessa ligação, a forma e a orientação das moléculas proteicas individuais. Esses fatores influenciam a composição geral do filme macromolecular que se forma a partir da interação da superfície do implante com os fluidos biológicos, principalmente o sangue.^{7,15,17}

Diante disso, superfícies hidrofílicas têm sido consideradas mais vantajosas em relação às hidrofóbicas, visto que apresentam melhor proliferação, diferenciação e fixação celular nos estágios iniciais da resposta biológica e, também, promovem a melhor integração do implante devido ao aumento na deposição óssea. Ademais, modificações em micro e nanoescala, quando combinadas com a molhabilidade da superfície, podem melhorar significativamente a adesão celular e a osseointegração.^{7,15,17}

3.6 TAMANHO E DIÂMETRO DOS IMPLANTES

Os implantes dentários são classificados em implantes curtos e implantes longos, também conhecidos como padrão, entretanto, na literatura não existe um consenso estabelecido sobre a padronização desses comprimentos. De acordo com a maioria dos autores, os implantes curtos são aqueles com menos de 10 mm de comprimento, enquanto os longos são implantes com 10 mm ou mais.¹⁸

Os implantes curtos são indicados, principalmente, para áreas edêntulas com comprometimento da altura e do volume ósseo, nas quais não é possível a realização de enxertos ósseos devido às restrições clínicas ou sistêmicas do paciente. Eles podem suportar cargas mais elevadas, sendo utilizados para próteses únicas ou múltiplas, fixas ou overdentures e seu sucesso depende da estabilidade primária e do diâmetro utilizado. Além disso, causam menor trauma em regiões com deficiência óssea e a instalação de carga imediata não é recomendada.^{18,19}

Por sua vez, os implantes longos são indicados para as regiões nas quais os implantes curtos não são adequados, como em casos de perda óssea significativa, restaurações protéticas extensas e nas regiões posteriores da mandíbula e da maxila, onde o volume e a altura óssea geralmente são reduzidos. Esses implantes aumentam a superfície de ancoragem óssea, favorecendo a osseointegração e a fixação no osso.¹⁹

O diâmetro do implante representa o aspecto mais relevante para a distribuição das forças e da carga, estando disponível em diferentes dimensões. O aumento desse diâmetro contribui para atenuar as tensões ao longo do implante e melhorar a capacidade de sustentação da prótese. No entanto, estudos demonstraram que, em ossos de baixa qualidade, implantes de diâmetros reduzidos, conhecidos como mini implantes, podem ser eficientes na obtenção da estabilidade primária.^{10,19}



Os mini implantes apresentam diâmetros menores que 3 mm e são indicados para ossos atróficos, locais com largura inadequada e pacientes que não podem fazer enxertos. Eles possibilitam um procedimento menos invasivo, sendo benéficos para pacientes sistemicamente comprometidos, além de serem mais acessíveis financeiramente. Os locais mais indicados para sua instalação são nos incisivos laterais superiores e inferiores, por apresentarem limitação de espaço, boa densidade óssea e menor carga oclusal. Ademais, quanto maior a densidade óssea, melhor será o suporte do implante.²⁰

3.7 FORMATO DO IMPLANTE

3.7.1 **Corpo do Implante**

Os implantes possuem diferentes formatos de corpo, podendo ser cilíndricos, cônicos ou híbridos, e essas variações exercem influência direta sobre a estabilidade do implante. Os implantes cilíndricos transmitem atrito estático à base do implante ao longo de seu eixo, enquanto os cônicos são fixados por compressão óssea vertical e lateral. Já os implantes híbridos combinam características dos dois modelos, promovendo tanto o atrito estático quanto a compressão óssea.¹⁹

Nesse sentido, os implantes cônicos apresentam alguns benefícios em comparação com os cilíndricos. Os implantes cônicos possibilitam uma melhora na estabilidade primária e nas propriedades de osseointegração, visto que promovem uma distribuição mais eficiente da carga, reduzem a chance de perfuração óssea vestibular e diminuem a sequência de perfurações necessárias. Por sua vez, os implantes híbridos com ápice cônico fornecem melhor estabilidade primária e os com crestais paralelos ou designs com cone posterior aliviam melhor o osso.¹⁹

3.7.2 **Rosca do implante**

A rosca do implante é fundamental para aumentar a área de contato entre o osso e o implante e influência na distribuição de carga, na estabilidade primária e na estabilidade secundária. Além disso, seu design abrange muitas variações, como na sua profundidade e largura, nos ângulos da face apical e da hélice, assim como nos formatos dos sulcos, os quais incluem em V, helicoidal, quadrado, de suporte, entre outros.¹⁹

A quantidade de roscas em um implante depende do tamanho do seu passo, ou seja, da distância entre o centro de uma rosca e o centro da rosca subsequente. Quando o passo é menor, há um número maior de roscas ao longo do implante, o que resulta em uma superfície de contato aumentada. Isso favorece uma melhor distribuição de carga sobre o implante.¹⁹

A profundidade das roscas corresponde à distância pela qual as espirais se projetam a partir do corpo do implante. Quanto mais acentuada for essa distância, maior será a superfície de contato e a capacidade de distribuição de carga, promovendo um aumento da estabilidade primária. No entanto,

essa característica pode reduzir a precisão da inserção e comprometer o suprimento vascular adequado ao osso que se estende até a base das roscas.¹⁹

A largura das roscas está relacionada com seu formato e determina o modo como o implante é guiado durante a inserção no osso. Roscas quadradas ou de reforço distribuem as forças axiais principalmente como forças compressivas, enquanto roscas em formato de "V" geram uma combinação de forças de cisalhamento e compressão. Além disso, o uso de roscas largas exige o pré-corte da cavidade óssea, o que facilita a orientação do implante e reduz o torque de inserção. Por sua vez, implantes auto-rosantes melhoraram a estabilidade primária, principalmente em ossos de menor densidade ou em alvéolos de extração recentes.¹⁹

O ângulo da hélice é definido como o ângulo entre a hélice e a horizontal em relação ao longo eixo do implante. Ele determina a propulsão do implante durante a sua inserção e quanto maior ele for, menor será o número de rotações necessárias para que o implante seja inserido na sua profundidade total. Por sua vez, o ângulo da face corresponde ao ângulo entre a face da rosca e a linha horizontal, também em relação ao eixo longitudinal do implante. Ele influencia diretamente a direção com que a carga do implante é transmitida ao osso circundante.¹⁹

3.7.3 Conexão do implante

Atualmente, existem vários tipos de conexões de implantes disponíveis no mercado, sendo as mais utilizadas o Hexágono Externo (HE), o Hexágono Interno (HI), o Cone Morse (CM) e o Gram Morse (GM). Os implantes com conexão HE foram os primeiros a serem desenvolvidos e ainda são muito utilizados. Nesse sistema, a conexão entre o pilar protético e o implante ocorre topo a topo, por meio de um parafuso e uma plataforma hexagonal externa localizada na parte superior do implante, funcionando também como um dispositivo anti-rotacional.²¹

A conexão HE apresenta vantagens como compatibilidade com diversos sistemas, reversibilidade e eficiência em abordagens cirúrgicas de dois estágios, além de ser indicada para a maioria dos casos de reabilitação. Entre suas desvantagens estão a micro movimentação na interface pilar/implante, causada pela baixa altura do hexágono, em média 0,7 mm, o que pode levar ao afrouxamento do pilar e do parafuso. Esse sistema também possui um centro de rotação elevado, reduzindo sua resistência a movimentos laterais e rotacionais, além de apresentar microfendas entre o pilar e o implante (GAP), que podem favorecer a colonização bacteriana e provocar reabsorção óssea na região cervical circundante.²¹

Os implantes com conexão Hexágono Interno foram desenvolvidos para minimizar algumas limitações do sistema HE. Nesse modelo, a plataforma hexagonal anti-rotacional está localizada na parte interna do implante. Sua principal vantagem é a menor incidência de afrouxamento e fraturas do

parafuso. Já o sistema Cone Morse utiliza um intermediário com conexão interna hermética, cujo objetivo é eliminar o espaço GAP presente nas conexões hexagonais.²¹

A conexão CM apresenta diversas vantagens, destacando-se pela melhor adaptação e resistência entre o implante e o pilar protético. Essa característica confere ao conjunto um desempenho mecânico semelhante ao de um componente de corpo único, o que contribui para a redução da reabsorção óssea peri implantar associada à colonização bacteriana. Além disso, o sistema minimiza micromovimentos e oferece um sistema anti-rotacional mais eficiente em comparação aos demais tipos de conexão.²¹

O implante Grand Morse foi desenvolvido com base no conceito de centrifugação de forças, que se inicia no centro do implante e se dissipar até a interface protética. Esse sistema apresenta uma área de assentamento do pilar protético maior do que a do cone Morse convencional, além de uma angulação interna de 16°, com profundidade interna adequada para garantir melhor distribuição de carga, maior resistência mecânica e durabilidade. Pode ser utilizado tanto em tratamentos convencionais quanto em protocolos digitais.²¹

4 DISCUSSÃO

Ao analisar os aspectos físicos e estruturais dos implantes dentários, como o material de fabricação, o design e os tratamentos de superfície, evidencia-se o papel essencial que essas características desempenham no processo de osseointegração e na obtenção da estabilidade primária. Esses fatores além de influenciarem a resposta biológica inicial, também determinam a quantidade e a qualidade do tecido ósseo ao redor do implante e sua resistência às forças oclusais. Nesse contexto, a união desses aspectos proporciona uma longevidade clínica excepcional.

O material titânio grau IV é considerado o padrão-ouro na Implantodontia devido à sua excelente biocompatibilidade. No entanto, apresenta limitações estéticas e risco potencial de liberação de íons que podem ser tóxicos para o organismo. Diante disso, materiais como a zircônia e o PEEK têm sido estudados como possíveis substitutos, a fim de melhorar os aspectos estéticos, a estabilidade e reduzir reações adversas. A zircônia, por sua vez, já está sendo comercializada, entretanto, ainda enfrenta desafios relacionados à sua fabricação, à modificação de superfície e à escassez de evidências sobre sua estabilidade clínica a longo prazo.^{8,10}

Em relação à topografia superficial, a união entre as características macro, micro e nanogeométricas pode potencializar a resposta biológica ao implante. A macrogeometria está relacionada ao sucesso na instalação do implante e à obtenção da estabilidade primária, enquanto a microgeometria contribui para uma melhor osseointegração secundária. Já a nanotopografia atua na adsorção de proteínas, na adesão de osteoblastos e na redução mais efetiva da colonização bacteriana.

A sobreposição de estruturas em micro e nanoescala também tem se mostrado eficaz no aumento da hidrofilicidade da superfície, favorecendo a interação celular.^{10,13,17}

O tratamento de superfície é muito importante na melhoria das propriedades biológicas e mecânicas dos implantes dentários. Implantes com superfícies não tratadas apresentam limitações quanto à capacidade de promover uma osseointegração consistente e de prevenir a formação de biofilme. Atualmente, diversas técnicas de modificação superficial são empregadas, sendo o jateamento com partículas seguido de ataque ácido a mais utilizada. No entanto, cada método apresenta indicações específicas e altera determinadas características da superfície. Dessa forma, é essencial avaliar o tipo de implante e as condições clínicas envolvidas para selecionar o tratamento de superfície mais adequado.^{10,15}

De acordo com estudos, a superfície moderadamente rugosa demonstrou ser ideal para promover a diferenciação celular e a deposição de matriz óssea. No entanto, o aumento da rugosidade pode favorecer a adesão bacteriana e o risco de desenvolver peri-implantite. Paralelamente, a molhabilidade da superfície influência nas reações celulares e teciduais. Superfícies hidrofílicas demonstram acelerar a osseointegração nos estágios iniciais, uma vez que melhoram a atividade celular e a mineralização óssea, reforçando a necessidade de considerar essa propriedade no desenvolvimento dos implantes dentários.^{7,13,17}

Em relação ao tamanho, os implantes dentários apresentam indicações diferentes conforme as condições anatômicas do paciente. Implantes curtos são mais utilizados em áreas com reabsorção óssea em que o enxerto não é indicado, enquanto os longos são indicados para as demais regiões, onde há disponibilidade óssea suficiente. Segundo estudos, quando são corretamente indicados e estão associados a uma boa estabilidade primária, ambos os tipos de implantes apresentam taxas de sucesso semelhantes. Por sua vez, implantes de maior diâmetro favorecem a distribuição das forças mastigatórias e reduzem tensões, porém em casos específicos, o diâmetro reduzido pode ser melhor para a obtenção da estabilidade primária.^{10,18,19}

Por fim, cabe ressaltar que o formato do implante que proporciona maior estabilidade é o design híbrido, seguido pelos formatos cônicos e cilíndricos. Em relação às rosas, sistemas auto-rosantes melhoram a estabilidade primária e as rosas progressivas se destacam por oferecer maior superfície de contato com o osso. As rosas em V e quadradas podem diminuir as tensões ósseas, enquanto as quadradas e cruzadas auxiliam na redução da compressão. Além disso, as conexões CM e GM apresentam desempenho superior às demais por possuírem um sistema anti-rotacional eficiente, promoverem melhor distribuição de carga, maior resistência mecânica e minimizarem os micromovimentos.^{19,21}

Portanto, é evidente a necessidade de uma escolha criteriosa do implante, considerando suas características e indicações, a fim de se obter a melhor estabilidade e osseointegração em cada

caso clínico, tanto a curto quanto a longo prazo, proporcionando um desempenho estético e funcional superior, com menor risco de complicações. Pesquisas futuras devem ser realizadas com o objetivo de definir as variáveis críticas para o sucesso clínico de cada componente a longo prazo. Isso permitirá o desenvolvimento de superfícies com base biológica para promover uma integração bem sucedida e funcional com os tecidos circundantes.^{7,10}

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A presente revisão teve como objetivos analisar como os aspectos físicos e estruturais dos implantes dentários influenciam o processo de osseointegração e a longevidade clínica das reabilitações. Com base na literatura revisada conclui-se que fatores como o material do implante, a topografia, o tratamento de superfície, a rugosidade, a molhabilidade, o tamanho, o diâmetro e o formato do implante exercem influência direta na resposta biológica e no desempenho mecânico do organismo.

O tratamento com implantes requer uma superfície ideal, capaz de acelerar a osteogênese, favorecer a cicatrização óssea e dos tecidos circundantes, além de minimizar o risco de peri-implantite. Essa superfície, associada à geometria do implante, também deve permitir a aplicação de carga imediata. Além disso, o material do implante precisa apresentar biocompatibilidade, estética favorável, alta resistência mecânica e resistência à aderência bacteriana. Implantes com superfícies tratadas, rugosidade moderada e materiais biocompatíveis, como o titânio, demonstraram melhor desempenho na integração ao osso e na redução do risco de falhas precoces.

Portanto, conclui-se que a reabilitação de indivíduos com ausência dentária por meio da utilização de implantes exige uma abordagem precisa e individualizada, sendo necessário avaliar as características de cada implante para escolher aquele que proporciona maiores vantagens a longo prazo para o paciente, promovendo, primordialmente, um processo de osseointegração e estabilização excelentes. Ademais, com os avanços significativos que têm sido feitos nessa área, observa-se a necessidade de estudos clínicos aprofundados que explorem o comportamento dessas modificações a longo prazo.

REFERÊNCIAS

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):7-21. doi: 10.1111/prd.12185. PMID: 28000280.

Pasqualini U, Pasqualini ME. Tratado de Implantodontia: O Tributo Italiano à Implantodontia Moderna. Carimate (IT): Ariesdue; Outubro de 2009. Capítulo I, A HISTÓRIA DA IMPLANTOLOGIA. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK409631/>.

Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *Open Dent J*. 2014;8:50-55. Published 2014 May 16. doi:10.2174/1874210601408010050.

Pandey C, Rokaya D, Bhattacharai BP. Contemporary Concepts in Osseointegration of Dental Implants: A Review. *Biomed Res Int*. 2022;2022:6170452. Published 2022 Jun 14. doi:10.1155/2022/6170452.

Ivanova V, Chenchev I, Zlatev S, Mijiritsky E. Correlation between Primary, Secondary Stability, Bone Density, Percentage of Vital Bone Formation and Implant Size. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Jun 30;18(13):6994. doi: 10.3390/ijerph18136994. PMID: 34208849; PMCID: PMC8297224.

Al-Sabbagh M, Eldomiaty W, Khabbaz Y. Can Osseointegration Be Achieved Without Primary Stability? *Dent Clin North Am*. 2019 Jul;63(3):461-473. doi: 10.1016/j.cden.2019.02.001. Epub 2019 Apr 15. PMID: 31097138.

Cruz MB, Silva N, Marques JF, Mata A, Silva FS, Caramês J. Biomimetic Implant Surfaces and Their Role in Biological Integration-A Concise Review. *Biomimetics (Basel)*. 2022 Jun 6;7(2):74. doi: 10.3390/biomimetics7020074. PMID: 35735590; PMCID: PMC9220941.

Nishihara H, Haro Adanez M, Att W. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *J Prosthodont Res*. 2019 Jan;63(1):1-14. doi: 10.1016/j.jpor.2018.07.006. Epub 2018 Sep 8. PMID: 30205949.

Haimov E, Sarikov R, Haimov H, Juodzbalys G. Differences in Titanium, Titanium-Zirconium, Zirconia Implants Treatment Outcomes: a Systematic Literature Review and Meta-Analysis. *J Oral Maxillofac Res*. 2023;14(3):e1. Published 2023 Sep 30. doi:10.5037/jomr.2023.14301.

Kligman S, Ren Z, Chung CH, Perillo MA, Chang YC, Koo H, Zheng Z, Li C. The Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration and Biofilm Formation. *J Clin Med*. 2021 Apr 12;10(8):1641. doi: 10.3390/jcm10081641. PMID: 33921531; PMCID: PMC8070594.

Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. 2018 Apr;62(2):121-133. doi: 10.1016/j.jpor.2017.07.003. Epub 2017 Aug 18. PMID: 28827030.

Yu YM, Lu YP, Zhang T, Zheng YF, Liu YS, Xia DD. Biomaterials science and surface engineering strategies for dental peri-implantitis management. *Mil Med Res*. 2024 May 13;11(1):29. doi: 10.1186/s40779-024-00532-9. PMID: 38741175; PMCID: PMC11089802.

Coelho PG, Jimbo R, Tovar N, Bonfante EA. Osseointegration: hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dent Mater*. 2015 Jan;31(1):37-52. doi: 10.1016/j.dental.2014.10.007. Epub 2014 Nov 25. PMID: 25467952.

Kunrath MF, Garaicoa-Pazmino C, Giraldo-Osorno PM, Haj Mustafa A, Dahlin C, Larsson L, Asa'ad F. Implant surface modifications and their impact on osseointegration and peri-implant diseases through epigenetic changes: A scoping review. *J Periodontal Res.* 2024 Dec;59(6):1095-1114. doi: 10.1111/jre.13273. Epub 2024 May 15. PMID: 38747072; PMCID: PMC11626700.

Kunrath MF, Muradás TC, Penha N, Campos MM. Innovative surfaces and alloys for dental implants: What about biointerface-safety concerns? *Dent Mater.* 2021 Oct;37(10):1447-1462. doi: 10.1016/j.dental.2021.08.008. Epub 2021 Aug 20. PMID: 34426019.

Bosshardt DD, Chappuis V, Buser D. Osseointegration of titanium, titanium alloy and zirconia dental implants: current knowledge and open questions. *Periodontol 2000.* 2017 Feb;73(1):22-40. doi: 10.1111/prd.12179. PMID: 28000277.

Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, Boyan BD. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater.* 2014 Jul;10(7):2907-18. doi: 10.1016/j.actbio.2014.03.032. Epub 2014 Apr 5. PMID: 24709541; PMCID: PMC4103435.

Wagner, A. A. (2022). Implantes curtos: tamanho, sobrevida e influência da proporção coroa-implante: revisão de literatura. *Journal of Multidisciplinary Dentistry*, 10(3), 57–63. <https://doi.org/10.46875/jmd.v10i3.525>.

Heimes D, Becker P, Pabst A, et al. How does dental implant macrogeometry affect primary implant stability? A narrative review. *Int J Implant Dent.* 2023;9(1):20. Published 2023 Jul 5. doi:10.1186/s40729-023-00485-z.

Flanagan D. Rationale for Mini Dental Implant Treatment. *J Oral Implantol.* 2021 Oct 1;47(5):437-444. doi: 10.1563/aaid-joi-D-19-00317. PMID: 32663848.

Moreira, Gm.; Peres, G. de M.; Reis, Ta dos. Diferentes sistemas de implantes dentários: uma revisão descritiva da literatura. *Pesquisa, Sociedade e Desenvolvimento*, [S. l.], v. 8, pág. e16311830603, 2022. DOI: 10.33448/rsd-v11i8.30603.