

PROPRIEDADES DA SUPERFÍCIE DOS IMPLANTES DENTÁRIOS QUE INFLUENCIAM A OSSEOINTEGRAÇÃO

Carlos Nelson Elias, Instituto Militar de Engenharia, elias@ime.eb.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0002-7560-6926>. **Marvin do Nascimento**, Instituto Militar de Engenharia, mvnascimento@ime.eb.br, 0000-0001-8010-7382. **Bruno Martins de Souza**, Instituto Militar de Engenharia, bruno.souza@ime.eb.br, ORCID <https://orcid.org/0000-0002-1075-0441>

DOI:

1. Introdução

Os implantes dentários osseointegráveis de titânio são fabricados com biomateriais amplamente utilizados na odontologia. Os desenvolvimentos destes implantes visam obter superfícies com características biomiméticas, com propriedades orgânicas e estruturo-funcionais dos elementos dentais (OTHMAN *et al.*, 2018). Além disso, as propriedades de composição, de design e de tratamento de superfície desses biomateriais são essenciais para promover a osseointegração (ABDULGHANI *et al.*, 2019).

Existem variáveis complementares e não substitutivas, como a rugosidade, a estabilidade primária, a espessura da camada de óxido e a molhabilidade, que são extremamente relevantes para o processo de osseointegração. Dentre essas, a rugosidade é a mais importante no contexto dos implantes dentários (ELIAS, 2011).

A rugosidade da superfície dos implantes pode ser caracterizada e quantificada por diversos parâmetros, como o parâmetro Ra (média da rugosidade superficial), que corresponde à média aritmética dos valores absolutos das alturas das irregularidades (SANTOS, 2018).

Cabe destacar que existe uma correlação entre os valores do parâmetro Ra e outras variáveis de superfície que contribuem para a osseointegração, como a molhabilidade; porém, a justificativa da escolha preferencial do parâmetro Ra, bem como sua influência na eficácia do processo de osseointegração, ainda é pouco esclarecida na literatura (LEITE *et al.*, 2020).

O objetivo desse trabalho é analisar o parâmetro de rugosidade, que permite caracterizar a eficácia da superfície do implante osseointegrável, bem como destacar a influência do parâmetro Ra na osseointegração.

2. Metodologia

Este trabalho apresenta uma revisão da literatura sobre as características das superfícies dos implantes dentários osseointegráveis. As buscas foram realizadas nas seguintes plataformas digitais: PubMed (MEDLINE) e Google Acadêmico, sem restrições de idioma, nos últimos 15 anos (2010-2025). As palavras-chave utilizadas foram: “biomaterials”, “dental implants”, “dental implant surfaces”, “osseointegration”, “roughness”, “primary stability”, “oxide layer thickness”, “wettability”, “roughness parameters”, “Ra roughness parameter”.

3. Revisão de Literatura

3.1 Implantes Dentários Osseointegráveis

Os implantes dentários, principalmente os de titânio (Ti) e suas ligas, são biomateriais que promovem a osseointegração, mimetizando características funcionais e propriedades orgânicas, com resposta de corpo estranho mínima. Esses implantes promovem interação entre o tecido ósseo e o implante por meio de ancoramento proteico, caracterizando o processo de osseointegração (OTHMAN *et al.*, 2018).

Os implantes dentários variam quanto à forma, dimensão, volume, superfície, *design*, rosca, tipo de conexão, imbricamento mecânico, topografia de superfície, química, carga, molhabilidade e rugosidade. Além disso, recebem tratamentos de superfície para melhorar a osseointegração (JUNKER *et al.*, 2009).

Quando o implante é instalado, há resistência friccional. Assim, a amplitude dessa resistência durante a inserção caracterizará a estabilidade primária. Essa retenção mecânica não depende do material, mas sim da forma, das irregularidades, da rugosidade, dos orifícios, das ranhuras, do tipo de rosca do parafuso e, finalmente, do número de roscas (MARIN *et al.*, 2010).

Dessa forma, em semanas, a estabilidade primária vai decrescendo, enquanto a estabilidade secundária vai aumentando. A estabilidade secundária é caracterizada pela interação entre as roscas do implante dentário e o alvéolo, tecido ósseo-implante (COELHO *et al.*, 2015). Além disso, os tratamentos de superfície contribuem para a formação de defeitos na topografia superficial dos implantes. A topografia de superfície pode ser caracterizada por rugosidade, ondulação e forma.

3.2 Rugosidade, Ondulação e Forma

A rugosidade é uma das propriedades da topografia superficial resultante dos tratamentos de superfície a que os implantes dentários são submetidos (ELIAS, 2008). Cabe enfatizar que há uma relação entre a rugosidade superficial e a osseointegração. Essa “morfologia áspera”, que caracteriza a rugosidade, influencia diretamente a forma e as células do hospedeiro que responderão ao estímulo do implante recém-implantado. Nos implantes dentários, a rugosidade superficial, no sentido de imperfeições, apresenta escala micrométrica devido ao corte (usinagem) ou ao tratamento de superfície (ELIAS, 2011).

As ondulações são componentes secundários da textura sobreposta à rugosidade, caracterizando uma sequência de desvios regulares, aproximadamente sinusoidais, em escala milimétrica. Geralmente, as ondulações resultam das vibrações e deformações da máquina e da peça durante a fabricação. A forma é a relação irregular da superfície, sem considerar rugosidade e ondulação. Essas variações de forma são geradas por erros na guia da máquina-ferramenta; já as deformações, pelos padrões de tensão na peça (ELIAS, 2008; ROCHA, 2010).

De modo geral, as variações topográficas têm relação direta com o desempenho dos biomateriais. Logo, é importante considerá-las separadamente na análise. No entanto, em uma relação de desempenho de implante dentário, o principal parâmetro a ser analisado é a rugosidade, além dos princípios de biocompatibilidade e de osseointegração, como condições essenciais e sustentantes de qualquer atividade implantar (ELIAS *et al.*, 2010; COELHO *et al.*, 2015). A Figura 01 demonstra, de forma esquemática, as diferenças entre rugosidade, ondulação e forma.

3.3 Parâmetros de Rugosidade

Os parâmetros de análise e caracterização da rugosidade determinam numericamente o aspecto da superfície implantar. Assim, não é possível caracterizar uma superfície de forma completa com o uso de um único parâmetro; é mais indicado e propício combinar um conjunto de parâmetros. No entanto, o papel específico de cada parâmetro na osseointegração ainda não está conclusivo (LEITE *et al.*, 2020).

A rugosidade de superfície é determinada por picos (saliências) e vales (buracos) em relação a um plano. Os parâmetros de rugosidade podem ser quantificados e avaliados por meio de imagens microscópicas 2D e 3D, de modo que a letra "R" é usada para os parâmetros relacionados à rugosidade e a letra "S" para os parâmetros relacionados ao perfil da superfície (Quadro 01) (ELIAS, 2011).

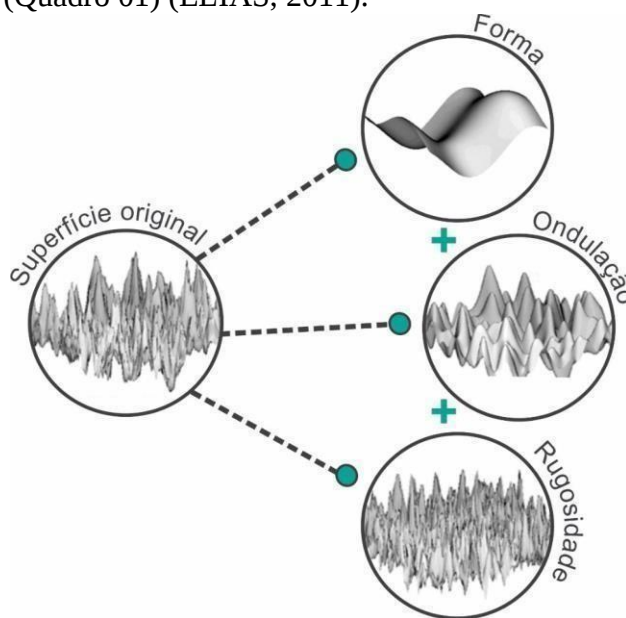


Figura 01: Esboço das irregularidades na superfície, mostrando a diferença entre a forma, a ondulação e a rugosidade.

Fonte: Adaptada de Elias (2008), Rocha (2010).

Além disso, podem ser divididos em três grupos: parâmetros de amplitude (altura dos picos e profundidade dos vales, ou ambos, independentemente do espaçamento entre as irregularidades na superfície); parâmetros de espaçamento (distância entre as irregularidades ao longo da superfície); parâmetros híbridos (combinação de amplitude e espaçamento) (Ibidem).

Quadro 01: Definições dos principais parâmetros de rugosidade.

Sigla	Parâmetro	Descrição Simplificada
Ra	Rugosidade média aritmética	Média das variações de altura do perfil em relação à linha de referência. Representa o desvio médio absoluto das irregularidades.
Rq	Rugosidade quadrática média	Raiz quadrada da média dos desvios quadráticos. Destaca as irregularidades mais pronunciadas, pois as amplitudes maiores têm maior peso.
Rz	Rugosidade média por segmentos	Média aritmética de cinco valores de rugosidade parcial (Z_i), obtida pela soma dos desvios positivos e negativos de cada trecho analisado.
Rmax	Rugosidade parcial máxima	Maior valor individual de Z_i ao longo do traçado. É comparável ao parâmetro R_y (distância entre o pico mais elevado e o vale mais profundo do trecho).
Rt	Altura total do perfil	Diferença vertical entre o ponto mais alto e o mais profundo ao longo de todo o comprimento de amostragem.

R3z	Média do terceiro pico e vale	Média, para cinco regiões, da distância entre o terceiro pico mais alto e o terceiro vale mais profundo em cada módulo de medição.
Rp	Altura máxima de pico	Maior elevação do perfil acima da linha média.
Rv	Profundidade máxima do vale	Maior profundidade do perfil abaixo da linha média.
Rc	Altura média dos elementos do perfil	Média das alturas dos “blocos” ou elementos do perfil ao longo da amostragem.
Rm	Vale mais profundo	Profundidade do vale mais profundo encontrado no percurso medido (similar à Rv, porém considerando critérios específicos do método empregado).
Sm	Passo médio dos picos	Distância média entre picos ou entre sulcos consecutivos do perfil.
Pc	Contagem de picos por comprimento	Número de picos identificados por unidade de comprimento do traçado.
RSm	Largura média dos elementos do perfil	Média das larguras dos elementos, ou “ondas”, do perfil ao longo do percurso de medição.

Fonte: Adaptado de Machado (2009), Elias (2011), e Santos (2018).

3.4 Estabilidade primária e espessura da camada de óxido

Os níveis de osseointegração de implantes dentais estão diretamente relacionados à rugosidade, à composição e à superfície, de modo que implantes com superfície rugosa favorecem a estabilidade primária (SANTOS, 2007). Assim, a topografia e a rugosidade da superfície influenciam a eficácia do processo de regeneração tecidual, favorecendo a osseointegração. Essas características da superfície também contribuem para a estabilidade primária, pois superfícies mais rugosas apresentam maior área superficial, o que permite uma estabilidade primária mais consistente com os tecidos adjacentes (SANTOS, 2018).

Além disso, devem ser considerados as propriedades dimensionais (comprimento, diâmetro, espessura), o formato (cilíndrico, cônico e híbrido), as roscas (triangular, quadrada, trapezoidal, arredondada, microrroscas), a altura dos filetes das roscas, o ângulo da rosca e o tipo de conexão implante-prótese (hexágono externo, hexágono interno, tipo cone Morse), contribuindo diretamente para a estabilidade primária. A morfologia, a composição superficial e a camada de óxido na superfície em contato com o meio fisiológico oral também influenciam este processo (MARIN *et al.*, 2010; ABDULGHANI *et al.*, 2019).

As propriedades da topografia de superfície dos implantes, como morfologia, rugosidade, espessura da camada de óxido, nível de impureza e tipos de óxidos, dependem do processo de tratamento da superfície (ROCHA, 2010; SANTOS, 2018). Dessa forma, cabe destacar que ainda há dificuldade em quantificar a influência desses parâmetros, devido à incapacidade de avaliá-los isoladamente, mantendo os demais inalterados (LEITE *et al.*, 2020).

A camada de óxido dos implantes dentários forma-se na superfície dos implantes de titânio, em uma fina camada. Essa camada tem a função de proteger contra a corrosão ou a biodegradação, além de intensificar a osseointegração, pois o contato entre o implante e as células ocorre por meio de um filme de óxido de titânio (ELIAS, 2011).

Em suma, a propriedade de biocompatibilidade é atribuída à camada superficial de óxido. Além disso, as diferenças de espessura resultarão em quimiotaxias celulares distintas. A espessura da camada de óxido, juntamente com a rugosidade superficial, a molhabilidade e a estabilidade primária, é importante para o processo de osseointegração (OTHMAN *et al.*, 2018; ROCHA, 2018).

3.5 Molhabilidade

A molhabilidade é uma propriedade que indica a relação angular de contato entre a superfície de um líquido em equilíbrio térmico e a superfície de contato. O líquido, em formato de gota, sobre a superfície pode assumir diferentes formas dependendo da superfície e da composição do líquido (HOTCHKISS *et al.*, 2016).

A angulação entre a interface da superfície e a gota é dada pela angulação θ , que indica se o líquido não consegue molhar ($90^\circ < \theta < 180^\circ$) ou se consegue molhar ($0^\circ < \theta < 90^\circ$). Já o $\theta = 0^\circ$ caracteriza o espalhamento da gota, formando um filme na superfície, sendo designado como molhabilidade perfeita (ABI-RACHED *et al.*, 2014). A Figura 02 ilustra essa descrição.

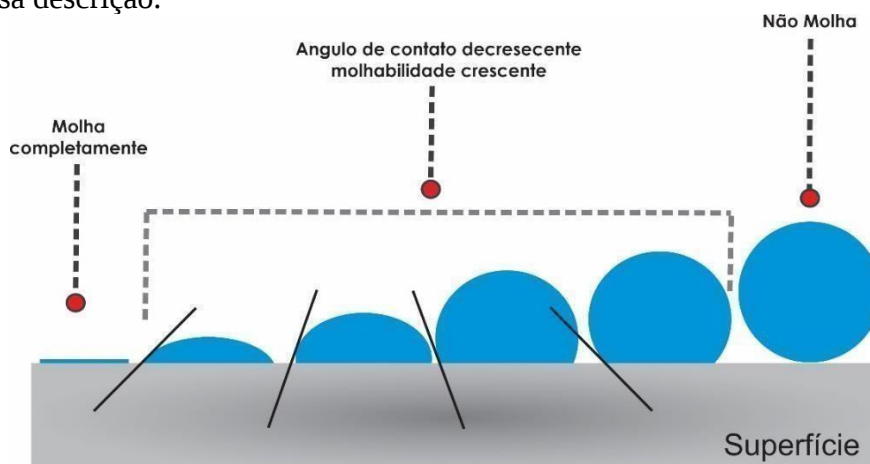


Figura 02: Gota sobre a superfície, que relaciona a capacidade do líquido de não molhar ou de molhar com os níveis de molhabilidade. Fonte: adaptado de Hotchkiss *et al.* (2016).

Dependendo do tipo de força de ligação entre as interfaces sólido-líquido, a molhabilidade pode ser dividida em molhamento físico e químico. No primeiro caso, a molhabilidade é determinada pelo ângulo de contato entre o líquido e o sólido. A equação que descreve o equilíbrio de energia que controla o ângulo de contato do líquido com uma superfície é denominada Equação de Young. No segundo, ocorrem reações químicas que alteram as condições de molhabilidade, resultando na diminuição da tensão superficial e no aumento da molhabilidade. Esse processo pode ser descrito pela equação de Young modificada pela energia livre de Gibbs (LUZ *et al.*, 2008).

Alguns fatores podem afetar o comportamento da molhabilidade de um sólido em um líquido, dentre eles, a rugosidade e a heterogeneidade da superfície do material, as reações entre o líquido e o sólido, a atmosfera do ensaio, além do tempo e da temperatura (RUPP *et al.*, 2008).

Cabe destacar que a relação de molhabilidade e rugosidade deve ser estudada, pois, no âmbito real de deposição de um líquido sobre uma superfície sólida, essa superfície, por mais bem preparada e polida que seja, ainda pode apresentar defeitos, o que influencia diretamente o resultado da molhabilidade (SUTER *et al.*, 2020).

4. Discussão

4.1 Superfície dos implantes osseointegráveis e avaliação da influência dos parâmetros de rugosidade

As interações entre as células ósseas e os implantes osseointegráveis são mediadas por proteínas e variam conforme a composição química e as características superficiais e topográficas. Ainda falta consenso sobre quais são as melhores características das superfícies. As funções da topografia superficial e da manutenção do osso sobre implantes dentários foram destacadas por Cooper *et al.* (2000), que descreveram o parâmetro Ra como uma medida típica; contudo, superfícies podem apresentar morfologias distintas e ainda assim compartilhar o mesmo Ra. O parâmetro de espaçamento médio dos picos, por exemplo, foi associado ao comportamento dos implantes quanto à osseointegração, o que destaca a necessidade de uma avaliação multidimensional da topografia. Esta abordagem permite identificar parâmetros específicos que podem estar correlacionados à cicatrização óssea precoce, enquanto outros podem ser mais relevantes para a estabilidade a longo prazo e para a manutenção do tecido ósseo peri-implantar (Cruz *et al.*, 2022).

A rugosidade da superfície dos implantes, especificamente em níveis micro e nano, tem sido consistentemente reportada como um fator crucial para o sucesso da osseointegração a curto e longo prazo (Yongfeng *et al.*, 2015). Nesse sentido, um aumento da rugosidade da superfície dos implantes geralmente eleva a molhabilidade e afeta a adsorção de proteínas, fatores cruciais para a adesão e o espreado celular, o que otimiza a interação biomecânica com o tecido ósseo (Novaes *et al.*, 2010). Contudo, embora a rugosidade seja um fator importante na integração óssea com os implantes, a rugosidade ideal da superfície para a osseointegração e estabilidade primária ainda permanece incerta (Romero *et al.*, 2023).

A complexidade na identificação da rugosidade ideal reside no fato de que múltiplos parâmetros de rugosidade oferecem diferentes perspectivas da superfície, e a correlação entre esses dados é fundamental para interpretações precisas (Tchinda *et al.*, 2022). Um dos métodos utilizados é o parâmetro de função de correlação automática (ACF), que descreve correlações locais de curto alcance na estrutura e ondulações de espaçamento uniforme na superfície (Fedele *et al.*, 2020).

Enquanto Elias *et al.* (2010) investigaram a influência do parâmetro Ra no torque de remoção de implantes, incorporando também outros parâmetros de amplitude, como rugosidade média quadrática, rugosidade pico a vale e rugosidade da altura máxima. A Tabela 1 sintetiza a correlação entre a rugosidade da superfície e o torque de inserção e de remoção, evidenciando que uma maior rugosidade da superfície geralmente leva a valores maiores de torque de inserção e de remoção.

Tabela 01: Rugosidade e Torque Remoção de Implante Dentário de Tibia do Coelho

Superfície	Ra (µm)	Rq (µm)	Rz (µm)	Rmax (µm)	Rpkx (µm)	Rvkx (µm)	A1 (µm²)	A2 (µm²)	Torque (N·cm)
Usinado	0,65±0,11	0,81±0,17	6,09±0,37	7,76±1,37	21,6±0,41	3,14±0,52	24,71±5,42	70,66±16,20	57,0±18,6
Ataque Ácido	0,51±0,10	0,71±0,07	5,09±0,46	6,78±1,33	1,77±0,37	2,74±0,42	34,76±7,35	103,86±14,80	75,4±10,5
Jateados	0,75±0,05	0,98±0,04	5,55±0,21	12,44±9,7	6,75±0,76	9,91±1,71	99,75±6,76	90,13±4,90	72,1±14,9
Anodizado	0,87±0,14	1,12±0,18	5,14±0,69	19,84±2,13	16,71±2,47	6,25±1,23	97,67±11,43	215,37±1,67	83,1±12,7

Fonte: Elias *et al.* (2010)

A partir dos valores apresentados na Tabela 1, observa-se uma distinção entre as superfícies submetidas ao jateamento e à anodização. No grupo anodizado, tanto o valor de Ra (0,87 µm) quanto o torque de remoção (83,2 N·cm) superaram os valores observados no grupo jateado, que apresentou Ra de 0,75 µm e torque de 72,1 N·cm. Assim, pode-se observar que, na área dos picos, o grupo anodizado (A1 = 97,67 µm) foi ligeiramente menor do que o jateado (A1 = 99,75 µm), enquanto os picos foram mais

pronunciados ($R_{pkx} = 16,71 \mu m$) e os vales menos profundos ($R_{vkx} = 6,25 \mu m$). Essas características indicam que o jateamento gera uma superfície de menor rugosidade do que a anodização. Nesse sentido, de modo geral, os resultados reforçam a ideia de que o travamento mecânico está associado à presença de picos mais elevados, sem prejudicar a interação entre a célula e a superfície do implante de Ti.

Nascimento *et al.* (2024) realizaram uma análise estatística comparativa entre diferentes parâmetros de rugosidade (R_a , R_q , R_{sk} , R_{ku} , R_{max} e PV) com o objetivo de verificar se havia diferenças significativas entre eles e, assim, identificar qual parâmetro poderia representar, de forma global, a morfologia superficial. Assim, a partir de uma análise estatística com o teste de Tukey, observa-se que os valores dos parâmetros de rugosidade foram inferiores à diferença mínima simplificada, indicando equivalência estatística com o R_a . Essa equivalência reforça a possibilidade de utilizar o R_a como parâmetro representativo da rugosidade, uma vez que, apesar de sua simplicidade, ele se comportou de modo semelhante aos demais parâmetros. Contudo, os parâmetros R_q , PV e R_{ku} ultrapassaram o limite da diferença mínima, indicando que o R_a não captura integralmente a presença de picos mais pronunciados, vales mais profundos e perfis mais achatados nesse substrato. Ainda assim, os parâmetros R_{max} e R_{sk} permaneceram compatíveis com o R_a , o que sustenta que, de maneira geral, este pode ser utilizado como indicador global da rugosidade, desde que sua interpretação seja complementada pelos demais parâmetros quando há superfícies com topografia mais complexa.

De acordo com Leite *et al.* (2020), a maioria dos trabalhos disponíveis na literatura que analisam a influência da rugosidade na osseointegração utiliza, de forma convencional, apenas os valores de R_a . Outros trabalhos estabelecem a correlação entre o valor de R_a e outras propriedades das superfícies, como a molhabilidade, a adesão de células *in vitro*, a adsorção de proteínas e o índice de sucesso. No entanto, destaca-se que esses trabalhos não justificam a escolha de R_a . A avaliação isolada de um parâmetro da rugosidade de um implante não é a análise ideal para caracterizá-lo, pois superfícies com valores de R_a semelhantes podem apresentar morfologias distintas. Portanto, é necessário correlacionar os diversos parâmetros que caracterizam a rugosidade, bem como analisar a interferência com outras propriedades da superfície dos implantes.

De acordo com Wennerberg e Albrektsson (2009), para melhor avaliar a rugosidade e a adesão celular, deve ser apresentado pelo menos um parâmetro de altura, um parâmetro espacial e um parâmetro híbrido. Para medições 3D, são sugeridos: S_a e S_q (altura), S_{zx} e S_{tr} (espaciais), S_{aq} e S_{dr} (híbridos). Para medições 2D, são sugeridos: R_a e R_q (altura), S_m (espacial), Δq (híbridos).

4.2 Influência do parâmetro de rugosidade R_a como indicador de osseointegração

O parâmetro R_a é amplamente utilizado; contudo, a dependência do tipo de implante e a necessidade de atingir valores específicos para promover uma boa osseointegração são cruciais (Cappellini *et al.*, 2023). Apesar de ser o parâmetro mais utilizado, o R_a , por si só, não captura a complexidade da topografia superficial necessária para otimizar as interações biológicas (Tchinda *et al.*, 2022). Contudo, esse parâmetro pode servir como indicador de osseointegração, na medida em que pode ser analisado a partir da forma como a interação entre o tamanho celular e o implante influencia, sendo que superfícies rugosas, que promovem conexões mecânicas, demonstraram aumentar a quantidade de contato osso-implante durante a osseointegração em comparação com superfícies lisas (Özel *et al.*, 2021).

No entanto, a complexidade da rugosidade superficial em implantes dentários envolve considerações sobre a composição química, a molhabilidade e a topografia, que interagem para regular as respostas biológicas e a integração óssea (Cruz *et al.*, 2022).

Albrektsson *et al.* (2004) investigaram a topografia de implantes dentários em escala micrométrica e observaram que as superfícies com rugosidade moderada, com Ra entre 1 e 2 μm , favorecem, de forma mais consistente, a resposta celular óssea quando comparadas tanto às superfícies extremamente lisas quanto às excessivamente rugosas. De modo geral, os componentes protéticos tendem a apresentar superfícies planas, enquanto os implantes apresentam diferentes categorias de texturização. Essas superfícies são classificadas em: minimamente rugosas (0,5-1 μm), moderadamente rugosas (1-2 μm) e macrorrugosas (2-3 μm). Considerando apenas o parâmetro Ra, pode-se adotar, por convenção, que valores $\leq 1 \mu\text{m}$ correspondem a superfícies lisas, enquanto valores $> 1 \mu\text{m}$ caracterizam superfícies rugosas.

Elias *et al.* (2010) destacam que, embora o parâmetro Ra não ofereça uma descrição completa da arquitetura superficial, ele ainda é amplamente utilizado por falta de alternativas que permitam prever com mais precisão o desempenho clínico dos implantes. Os autores ressaltam que persiste incerteza quanto à contribuição real dos picos e das irregularidades, bem como sobre quais combinações topográficas seriam mais favoráveis à osseointegração. Apesar de superfícies mais rugosas favorecerem o travamento mecânico inicial, esse aumento de rugosidade não se traduz, de forma linear, em maior resistência na interface osso-implante.

A análise detalhada da morfologia da superfície é crucial, visto que implantes com o mesmo valor de Ra podem apresentar topografias distintas que influenciam de forma diferente a interação celular e a formação óssea (Yongfeng *et al.*, 2015). Isso, de modo que o Ra pode se mostrar, estatisticamente, equivalente à maioria dos demais parâmetros apenas quando a superfície é pouco complexa. Além disso, à medida que a topografia se torna mais irregular, parâmetros como Rq, PV e Rku revelam diferenças para as quais o Ra não é sensível à análise (Nascimento *et al.*, 2024).

No estudo conduzido por Anselme *et al.* (2010), foram avaliadas células osteoprogenitoras humanas derivadas da crista neural cultivadas por dois dias em superfícies de titânio modificadas por eletroerosão. As rugosidades variaram de 1,2 μm a 20 μm , o que indica superfícies acentuadamente mais irregulares. A técnica produziu topografias isotrópicas e com características fractais, e o aumento da rugosidade não promoveu alterações adicionais na morfologia superficial. A Figura 03 apresenta a correlação entre a adesão celular e a variação da rugosidade superficial.

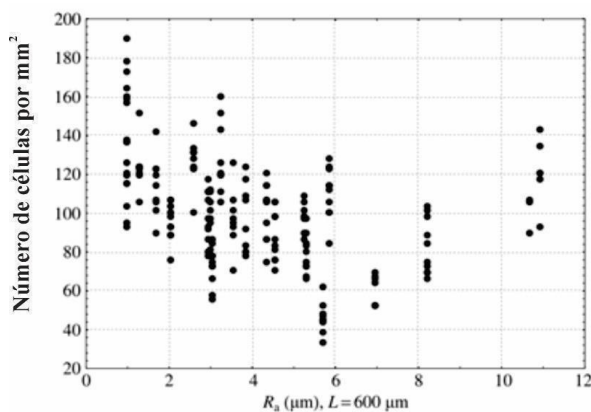


Figura 03 - Relação Célula-Rugosidade. Fonte: Anselme *et al.* (2010)

O número de células diminui quando o R_a aumenta, a partir de $R_a \cong 6 \mu\text{m}$. Isso ocorre porque as células preferem aderir a picos de menor rugosidade. Além disso, à medida que a altura e a distância entre os picos aumentavam, as células não conseguiam aderir a eles e o número de células diminuía. Desta forma, para um $R_a \cong 6 \mu\text{m}$ e uma $S_m \cong 130 \mu\text{m}$ (correspondente ao tamanho da célula), o processo de adesão e de espalhamento celular apresentaria dificuldades. A análise do gráfico evidencia uma tendência clara: à medida que o R_a aumenta, a densidade celular tende a diminuir, especialmente quando a rugosidade ultrapassa $6 \mu\text{m}$. Nas regiões de R_a entre 1 e $4 \mu\text{m}$, observa-se grande dispersão, mas com valores de adesão celular consistentemente mais altos, frequentemente acima de 100 células/ mm^2 .

Quando o R_a progride para valores superiores a $6 \mu\text{m}$, os pontos passam a se concentrar majoritariamente em valores de adesão mais baixos, muitos deles inferiores a 60 células/ mm^2 . Essa mudança indica uma perda de eficiência no ancoramento celular à medida que os picos se tornam mais elevados e a topografia se torna mais acentuada. Assim, superfícies muito rugosas deixam de oferecer “sítios de ancoragem” adequados para o espalhamento celular. Com picos mais altos e espaçamentos maiores, a célula passa a encontrar menos áreas estáveis de contato, o que se reflete diretamente na queda do número total de células aderidas.

A eficiência da osseointegração está diretamente ligada à forma como a superfície do implante interage com o tecido ósseo ao redor (NASCIMENTO *et al.*, 2023). Superfícies porosas, sobretudo aquelas capazes de mimetizar o comportamento mecânico do osso adjacente, oferecem um ambiente mais favorável para que o tecido cresça não apenas ao redor, mas também para dentro da estrutura metálica. Contudo, embora seja amplamente reconhecido que a porosidade é decisiva, tanto a dimensão ideal dos poros quanto a porcentagem global de porosidade ainda não têm consenso, e a geometria interna também influencia de forma marcante o desempenho do implante (SANTOS, 2018).

Nos implantes de titânio comercialmente puros, as superfícies modificadas tornaram-se um recurso indispensável para acelerar processos de adesão celular, migração, proliferação e, conseqüentemente, a própria osseointegração. Assim, ao ajustar a topografia superficial, torna-se possível melhorar o comportamento do implante em regiões de osso pouco denso e antecipar a estabilidade funcional. O aumento deliberado da rugosidade cria mais pontos de ancoragem mecânica e química, favorecendo tanto a deposição inicial da matriz quanto o crescimento ósseo progressivo em íntimo contato com o metal (SANTOS, 2007).

Pela perspectiva físico-química, ao ampliar a área superficial, aumenta-se a quantidade de radicais OH^- e de sítios ácidos e básicos de Lewis disponíveis, tornando os materiais mais reativos e mais suscetíveis a interagir em ambiente biológico. Isso favorece a atração de íons Ca^{2+} e PO_4^{3-} , que, por sua vez, facilitam a ligação de biomoléculas polianiónicas. Muitas dessas moléculas são justamente as que ancoram células osteoprogenitoras ao implante. A maior área de contato também reforça a retenção das fibrinas do coágulo e favorece a migração e o espalhamento celulares subsequentes. Além disso, a forma e a distribuição dos picos na superfície modulam diretamente o ciclo celular, influenciando a qualidade final da osteogênese (BUSQUIM, 2012).

Entretanto, mais rugoso não significa necessariamente melhor. Para que a interação entre proteínas e células seja eficiente, a escala dos picos e vales precisa ser compatível com o tamanho das biomoléculas envolvidas. Superfícies moderadamente rugosas, na faixa de 1 a $2 \mu\text{m}$, induzem respostas ósseas mais favoráveis do que as de superfícies minimamente rugosas ($0,5$ a $1 \mu\text{m}$). A topografia de superfície modula a

Forma como os osteoblastos, macrófagos e fibroblastos aderem e se organizam. Já no epitélio, ocorre o oposto: superfícies polidas favorecem o fechamento do tecido mole e evitam a formação de tecidos fibrosos indesejados ao redor do implante. Por isso, costuma-se combinar superfícies rugosas na porção intraóssea com superfícies polidas na região transmucosa.

Assim, embora o parâmetro Ra seja o mais utilizado na caracterização de implantes (SANTOS, 2018), ele ainda está longe de ser suficiente para descrever a complexidade da superfície. Perfis distintos podem exibir o mesmo Ra, apesar de apresentarem espaçamentos, alturas e formatos completamente diferentes. Por isso, medidas complementares, como a altura dos picos, a profundidade dos vales, a densidade e o espaçamento, tornam-se essenciais para captar o que realmente influencia o comportamento biológico. Como apontam Leite *et al.* (2020), a relação direta entre Ra e o desempenho clínico permanece incerta, reforçando a limitação do uso isolado desse parâmetro.

Não existe um único parâmetro capaz de prever, isoladamente, o sucesso da osseointegração. O comportamento celular resulta da combinação de múltiplas características topográficas e mecânicas. Rugosidades finas tendem a favorecer o estabelecimento de pontos de ancoragem adequados à movimentação celular e ao desenvolvimento de tensões internas que orientam a diferenciação. Em última instância, a superfície precisa “interagir” com o tamanho da célula, permitindo que ela reconheça o material como uma extensão coerente do seu ambiente natural.

O entendimento de como a célula percebe e responde ao microambiente evoluiu significativamente, especialmente ao se observarem interações em escalas menores. Já se sabe que a geometria celular e a propagação influenciam diretamente a diferenciação osteogênica. Estudos recentes mostram que células confinadas, mesmo mantendo formato arredondado, condição normalmente associada à adipogênese, ainda são capazes de iniciar o programa osteogênico quando submetidas à elasticidade adequada do material. Esse comportamento está associado à tração exercida pelo citoesqueleto sobre o substrato por meio de ligantes RGD e ao fortalecimento das adesões intracelulares (ANDERSON *et al.*, 2016; NASCIMENTO *et al.*, 2023).

Em nanoescala, as regras mudam novamente. Filopódios conseguem explorar superfícies com dimensões tão pequenas quanto 10 nm, estabelecendo adesões iniciais que se remodelam com o rearranjo da actina. Essas microadesões podem evoluir para complexos focais (< 2 μ m), adesões focais (> 2 μ m) ou adesões supermaturas (> 5 μ m). Quanto maior e mais estável a adesão, maior a tensão gerada e maior a tendência à diferenciação osteogênica. Em superfícies nanotexturizadas desordenadas, por exemplo, células-tronco mesenquimais formam adesões muito maiores, o que favorece a osteogênese devido à capacidade de integrinas de se agrupar na faixa crítica de 70 nm. Proteínas estruturais, como RACK1, estabilizam essas adesões e reduzem a motilidade celular, o que permite o desenvolvimento de uma tensão citoesquelética suficiente para direcionar o destino osteogênico (ANDERSON *et al.*, 2016).

A Figura 4 resume esses conceitos, mostrando como a composição química, a rigidez e a nanotopografia modulam a capacidade da célula de reconhecer e interagir com o substrato. A organização das adesões, a tração gerada e a sinalização subsequente dependem diretamente da forma como a superfície apresenta seus ligantes: em padrões favoráveis, as células formam grandes adesões estáveis; em padrões desfavoráveis, as adesões tornam-se pequenas e transitórias, o que altera profundamente o comportamento celular.

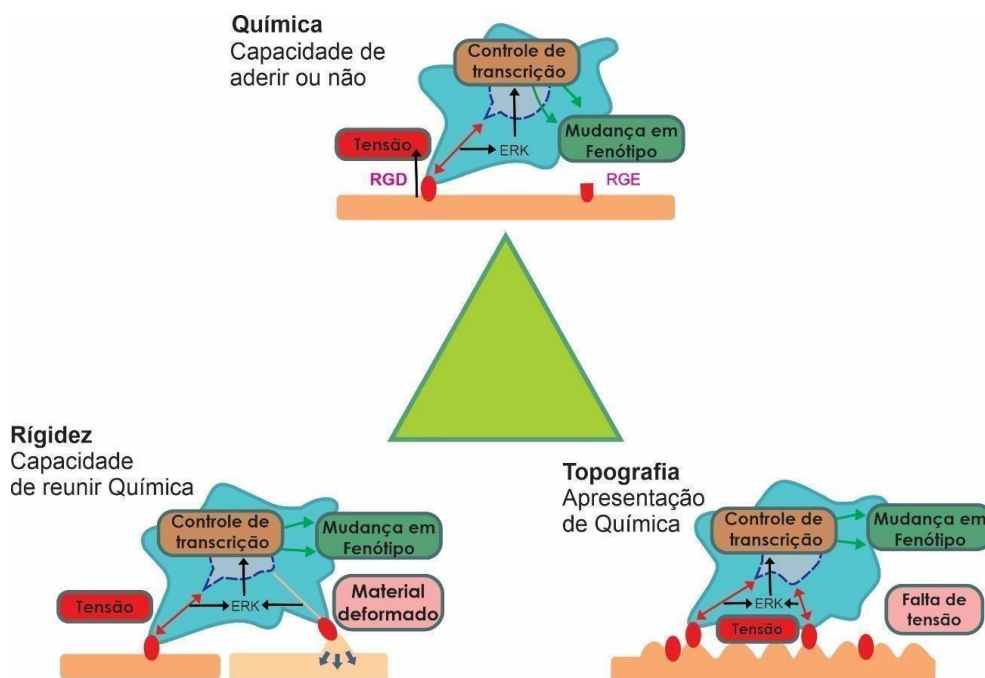


Figura 04 - Influência da Topografia nas Adesões Focais. Fonte: Adaptado de Anderson *et al.* (2016).

O “triângulo” dos materiais descreve como variações na composição química, na rigidez e na nanotopografia modulam a interação celular por meio dos complexos de adesão focal (FAs). Os esquemas representam diferentes cenários de contato célula–superfície e evidenciam como essas propriedades modulam a geração de tensão e a ativação de vias de sinalização intracelular. Os filopódios exploram a superfície em busca de ligantes de adesão (marcados em vermelho) e o engajamento dessas regiões com as FAs promove tensão mecânica e, consequentemente, ativação sinalizadora. A funcionalização química permite a formação de domínios de alta (vermelho) ou baixa (verde) adesividade (verde), o que direciona o comportamento celular. A rigidez do substrato, por sua vez, regula a capacidade da célula de gerar tensão e de organizar suas adesões focais (representadas em superfície plana). Já as variações de topografia determinam como os ligantes são apresentados à célula, favorecendo ou dificultando a interação desses com ela. Como consequência, alteram-se a adesão, a tensão gerada e os padrões de sinalização celular subsequentes (ANDERSON *et al.*, 2016).

5. Considerações Finais

O parâmetro R_a é o mais comumente utilizado para caracterizar as superfícies dos implantes dentários, pois todos os equipamentos realizam essa medição. Todavia, avaliar apenas parâmetros de amplitude não é eficaz, pois pode haver perfis distintos com R_a iguais (a distância entre picos varia entre perfis com o mesmo valor de R_a). Uma desvantagem desse parâmetro é a ausência de definição da forma das irregularidades do perfil, além de não distinguir picos e vales, nem o espaçamento entre eles.

Diante dessas limitações do parâmetro R_a , não há consenso quanto a um único parâmetro capaz de representar integralmente as características topográficas ideais para superfícies de implantes osseointegráveis. A literatura indica a necessidade de combinar, no mínimo, um parâmetro de altura, um parâmetro espacial e um parâmetro híbrido, além da avaliação de outras propriedades superficiais que possam influenciar o comportamento biológico.

O rugosímetro de contato fornece uma análise quantitativa da topografia superficial bidimensional em uma linha. A sua associação com a microscopia confocal ou a interferometria, que oferecem análise qualitativa da superfície tridimensional, poderia caracterizar melhor a topografia e contribuir para a compreensão do fenômeno da osseointegração.

Existem diferenças nas respostas celulares em escala micrométrica e nanométrica. Conforme as proteínas adesivas encontram uma superfície com características nanométricas, as adesões celulares se remodelam ao longo dessa superfície, reorganizando o citoesqueleto e a orientação da tensão aplicada à adesão. Essas alterações do citoesqueleto determinam a tensão, a morfologia e o destino das células, culminando na osseointegração.

A osseointegração não depende apenas dos processos celulares, mas também da adaptação contínua às cargas funcionais. Neste caso, a rugosidade superficial desempenha um papel importante na resistência à tração mecânica entre os implantes e o tecido ósseo. O parâmetro de amplitude R_a influencia a osseointegração por meio do controle da interação entre os osteoblastos e do travamento mecânico.

Embora limitado, o parâmetro da rugosidade R_a continua contribuindo para a compreensão da interação entre osteoblastos e a superfície, bem como para a avaliação do acoplamento mecânico da interface implante-osso.

Referências

1. OTHMAN Z, PASTOR BC, VAN RIJT S, HABIBOVIC P. Understanding interactions between biomaterials and biological systems using proteomics. *Biomaterials*. (2018). doi: 10.1016/j.biomaterials.2018.03.020
2. ABDULGHANI S, MITCHELL GR. Biomaterials for In Situ Tissue Regeneration: A Review. *Biomoléculas*. 2019 Nov; 9 (11): 750. doi: 10.3390/biom9110750
3. ELIAS CN. “Factors Affecting the Success of Dental Implants”. In: *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, Ed by Ilser Turkyilmaz. Ed Rijeka In Tech. 2011, 319-363. doi: 10.5772/18746
4. SANTOS LCP. Análise de Rugosidade e Energia Superficiais de Amostra Fabricada por Manufatura Aditiva visando à Aplicação em Implantes Dentários. Trabalho de conclusão de curso apresentado ao curso de graduação em Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Engenharia Mecânica. 2018.
5. LEITE GB, FONSECA YR, GOMES AV, ELIAS CN. Relação entre os parâmetros de rugosidade 3D e a molhabilidade do titânio com grãos micrométricos e submicrométricos. *Matéria (Rio J.)*. 2020, v. 25, n. 2, e-12655. Doi: 10.1590/s1517-707620200002.1055.
6. JUNKER R, DIMAKIS A, THONEICK M, JANSEN JÁ. Efeitos de revestimentos de superfície e de composição na integração óssea: uma revisão sistemática. *Pesquisa Clínica de Implantes Orais*. 2009; 20 (suplemento 4): 185–206. doi: 10.1111 / j.1600-0501.2009.01777.x.

7. MARIN C, GRANATO R, SUZUKI M, GIL JN, Janal MN, COELHO PG. Avaliação histomorfológica e histomorfométrica de diferentes configurações de câmaras de cicatrização de implantes endósseos nos tempos iniciais da implantação: um estudo em cães. *Pesquisa Clínica de Implantes Orais*. 2010; 21 (6): 577–583. doi: 10.1111 / j.1600- 0501.2009.01853.x.
8. COELHO PG, JIMBO R, TOVAR N, BONFANTE EA. Osseointegration: Hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials*. 2015;31(1):37–52. doi: 10.1016/j.dental.2014.10.007.
9. ELIAS CN, OSHIDA Y, LIMA JH, MULLER CA. Relationship between surface properties (roughness, wettability, and morphology) of titanium and dental implant removal torque. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008 Jul;1(3):234-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.12.002. Epub 2007 Dec 31. PMID: 19627788.
10. ELIAS CN, MEIRELLES L. Improving osseointegration of dental implants. *Expert review of medical devices*, v. 7, n. 2, p. 241–256, 2010.
11. MACHADO A. *Sociedade Educacional de Santa Catarina*. Instituto Superior Tupy, Mestrado em Engenharia Mecânica, Avaliação da Rugosidade em Superfícies Complexas, 2009. https://cdn.unisociesc.com.br/app/uploads/2018/05/020_dissertacoes2.pdf
12. SANTOS MV. Efeito da Rugosidade Superficial e da Conicidade da Estabilidade Primária de Implantes Dentários. Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Ciência dos Materiais do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais. 2007.
13. ROCHA FA. Análise dos Fatores que Influenciam a Estabilidade Primária dos Implantes Dentários. 2010. 61f. Dissertação de Mestrado - Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro
14. HOTCHKISS KM, REDDY GB, HYZY SL, SCHAWARTZ Z, BOYAN BD, OLIVARES-NAVARRETE R. Titanium surface characteristics, including topography and wettability, alter macrophage activation. *Acta Biomater*. 2016;31:425-434. doi:10.1016/j.actbio.2015.12.003
15. ABI-RACHED FO, MARTINS SB, CAMPOS JA, FONSECA RG. Evaluation of roughness, wettability, and morphology of an yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal ceramic after different airborne-particle abrasion protocols. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1385-1391. doi:10.1016/j.prosdent.2014.07.005
16. LUZ AP, RIBEIRO S, PANDOLFELLI VC. Artigo de revisão: uso da molhabilidade na investigação do comportamento de corrosão de materiais refratários. *Cerâmica [online]*. 2008, v. 54, n. 330, pp. 174-183. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S0366-69132008000200007>>. Epub 14 Ago 2008. ISSN 1678-4553. <https://doi.org/10.1590/S0366-69132008000200007>
17. RUPP F, LIANG L, GEIS-GERSTORFER J, SCHEIDELER L, HÜTTIG F. Surface characteristics of dental implants: A review. *Dent Mater*. 2018;34(1):40-57. doi:10.1016/j.dental.2017.09.007

18. SUTER F, ZINELIS S, PATCAS R, SCHÄTZLE M, ELIADES G, ELIADES T. Roughness and wettability of aligner materials. *J Orthod.* 2020;47(3):223-231. doi:10.1177/1465312520936702
19. COOPER LF. A role for surface topography in creating and maintaining bone at titanium endosseous implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84, No. 5, pp. 522–534, 2000.
20. ASSENDER H, BLIZNYUK V, PORFYRAKIS K. How surface topography relates to materials' properties. *Science (New York, N.Y.)*, v. 297, n. 5583, p. 973–976, 2002.
21. WENNERBERG A, ALBREKTSSON T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 172–184, 2009.
22. ALBREKTSSON T and WENNERBERG A. “Oral implant surfaces: part 1—review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them”. *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 17, no. 5, pp. 536–543, 2004.
23. ANSELME K. PLOUX L, PONCHE A. Cell/material interfaces: Influence of surface chemistry and surface topography on cell adhesion. *Journal of Adhesion Science and Technology*, v. 24, n. 5, p. 831–852, 2010.
24. BUSQUIM TB. Estudo in vitro e in vivo da osseointegração de implantes de titânio com superfícies biomimetizadas. Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Ciência e Engenharia de Materiais. 2012.
25. ANDERSON HJ, et al. Mesenchymal Stem Cell Fate: Applying Biomaterials for Control of Stem Cell Behavior. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*.v 4, May 2016.