

ESTUDO MORFOLÓGICO COMPARATIVO DE DIFERENTES MARCAS DE IMPLANTES DISPONÍVEIS NO BRASIL

Kleber Vinícius Rodrigues dos Santos
Doutorando em reabilitação oral FORP USP,
Mestre em Odontologia UFG, Especialista em
implantodontia FACSETE
klebervinicius@usp.br

Marcus Fernandes dos Santos de Jesus
Mestre em Medicina Dentária CESPU
Dr.marcusfernandes@gmail.com

Roosevelt Moreira
Especialista em Ortodontia
Cirurgião bucomaxilofacial
Membro do colégio de CTBMF
velmoreira@gmail.com

Rosenvaldo Moreira Junior
Mestre em implantodontia – São Leopoldo Mandic
Doutor em cirurgia bucomaxilofacial –
Universidade Sagrado coração
drrosenvaldo@institutorm.com.br

RESUMO

Este estudo teve como objetivo analisar a topografia e a rugosidade superficial de implantes dentários de diferentes marcas disponíveis no Brasil, utilizando técnicas avançadas como microscopia eletrônica de varredura e interferometria. A pesquisa incluiu implantes das marcas DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark, Conus, Titamax e Titaniumfix, com o objetivo de avaliar a variação na rugosidade da superfície, uma característica crítica para a osseointegração. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as marcas estudadas. Implantes da DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark e Conus apresentaram superfícies com menor rugosidade, sugerindo características mais favoráveis para a osseointegração. Em contraste, as marcas Titamax e Titaniumfix exibiram rugosidade superficial mais alta. Estas variações podem influenciar a eficácia clínica dos implantes, destacando a ausência de um padrão uniforme no tratamento das superfícies de implantes dentários. A falta de padronização nas superfícies dos implantes sublinha a necessidade de consideração cuidadosa na escolha dos implantes para procedimentos odontológicos, já que a rugosidade pode impactar diretamente a integração óssea e, consequentemente, o sucesso do tratamento. Este estudo contribui para uma melhor compreensão das características superficiais dos implantes dentários e pode orientar futuras escolhas clínicas e pesquisas sobre o impacto da rugosidade na osseointegração.

Palavras-chave: implante dentário. Osseointegração. Rugosidade de superfície. Microscopia eletrônica de varredura Interferometria.

COMPARATIVE MORPHOLOGICAL STUDY OF DIFFERENT IMPLANT BRANDS AVAILABLE IN BRAZIL

ABSTRACT

This study aimed to analyze the topography and surface roughness of dental implants from different brands available in Brazil, using advanced techniques such as scanning electron microscopy and interferometry. The research included implants from the brands DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark, Conus, Titamax, and Titaniumfix, with the goal of assessing variations in surface roughness, a critical characteristic for osseointegration. The results showed significant differences between the brands studied. Implants from DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark, and Conus exhibited surfaces with lower roughness, suggesting more favorable characteristics for osseointegration. In contrast, the brands Titamax and Titaniumfix displayed higher surface roughness. These variations may influence the clinical effectiveness of

implants, highlighting the lack of a uniform standard in the treatment of dental implant surfaces. The absence of standardization in implant surfaces underscores the need for careful consideration in choosing implants for dental procedures, as roughness can directly impact bone integration and, consequently, treatment success. This study contributes to a better understanding of the surface characteristics of dental implants and may guide future clinical choices and research on the impact of roughness on osseointegration.

Key words: Dental implant. Osseointegration. Surface roughness. Scanning electron microscopy. Interferometry.

1. INTRODUÇÃO

Novas marcas de implantes têm surgido constantemente no mercado, entretanto os dados sobre as características superficiais dos implantes são geralmente insuficientes para possibilitar a comparação entre as diferentes marcas. As características superficiais dos implantes como sua composição química e a sua rugosidade superficial são importantes, pois influenciam significativamente o processo de osseointegração por influenciar a adesão, diferenciação e proliferação celular sobre a superfície do implante. (AKAGAWA *et al.*, 1998; TORRICELLI *et al.*, 2001; GRASSI *et al.*, 2006)

Em virtude de propriedades como excelente biocompatibilidade com os tecidos moles e duros, propriedades físicas vantajosas, elevada resistência à corrosão, potencial de passividade e baixo peso específico, o titânio é considerado o material de escolha para o uso intraósseo em medicina e tem elevado interesse para a medicina dentária, sendo largamente utilizado nos implantes dentários (LYGRE, 2002, AKAGAWA *et al.*, 2003; TOPTAN *et al.*, 2017).

O titânio comercialmente puro (TiCp) é usado em implantes dentários e próteses. Atualmente, existem quatro graus diferentes de TiCp e uma liga de titânio feitas especialmente para aplicações de implantes dentários; as diferenças se devem à presença de impurezas, como oxigênio, hidrogênio e carbono, que alteram as características mecânicas. (MENGHINI e BATTAINI, 1997).

Estes metais são especificados de acordo com a American Society for Testing and Materials (ASTM) com notas de 1 a 5. Graus 1 a 4 não são ligas, enquanto o grau 5 (Ti6Al4V) é uma liga com 6% de alumínio e 4% de vanádio (ELIAS *et al.*, 2008).

Titânio grau 1: é o mais puro; titânio comercialmente puro com baixo teor de oxigênio; esta qualidade tem baixa resistência à tração e alta ductilidade; possui excelente resistência à corrosão e baixa resistência mecânica. Titânio grau 2: contem no máximo 0,03% em peso de azoto (N) e 0,3% em peso de Ferro. O conteúdo máximo de oxigênio (O) permitido é de 0,25% em peso. Possui melhores características mecânicas e maior resistência que o grau 1; oferece o melhor compromisso de

resistência, soldabilidade e formabilidade. Titânio grau 3: deve conter no máximo 0,3% em peso de Ferro e 0,35% em peso de oxigênio; apresenta maior força e menor ductilidade em relação ao Grau 1 e 2. Titânio grau 4: tem o teor máximo de oxigênio (0,4% em peso) e Ferro (0,5% em peso). Tem as propriedades mecânicas e de resistência mais altas; é o menos puro; muito usado em implantodontia. Titânio grau 5: é uma liga Ti-6Al-4V com 6% do seu peso em Alumínio e 4% do seu peso em Vanádio. Apresenta as melhores propriedades mecânicas entre os grupos e menor biocompatibilidade devido ao seu menor grau de pureza.

Entre as muitas ligas de titânio no mercado, Ti-6Al-4V, contendo 6% em peso de Alumínio e 4% em peso de Vanádio, 0,25% (máximo) de ferro, 0,2% (máximo) de oxigênio e o restante de titânio; está entre as mais utilizadas na fabricação de implantes e próteses dentárias. Este material empresta-se particularmente a tais aplicações devido ao seu baixo módulo de elasticidade, bem como alta resistência à fadiga e boa resistência mecânica, melhor que o do titânio comercialmente puro. O Ti-6Al-4V possui alta resistência à corrosão e biocompatibilidade. (MENGHINI, BATTAINI, 1997).

Os primeiros implantes dentários foram desenvolvidos sem nenhum tipo de tratamento na sua superfície, eram realizados por um processo de usinagem, o qual resultava em implantes com superfície lisa. Durante muito tempo, esse implante foi concebido como padrão ouro. Estudos experimentais comparando superfícies lisas e rugosas demonstram uma melhor resposta biológica para as últimas. Com a evolução da implantodontia, alterações nas superfícies dos implantes

começaram a ser realizadas com intuito de aperfeiçoar a osseointegração (SILVA *et al.*, 2016; NOVAES *et al.*, 2010).

Os processos de alterações na superfície dos implantes podem ser realizados pelo método de adição, quando é acrescentado algum tipo de material na camada por meio de revestimento de plasma spray, ou subtração, quando se remove parte dessa camada superficial por processos físicos e/ou químicos, tais como abrasão por jateamento ou condicionamento ácido⁴ (MISCH, 1999).

A texturização da superfície dos implantes pode influenciar o processo de osseointegração tanto na diferenciação celular, após a instalação do implante, como na quantidade de matriz óssea calcificada (MISCH, 1999; ZHAO *et al.*, 2005).

Estudos apontam que a variação nos processos do fabricante resultam em superfícies de implantes heterogêneas e distintamente diferentes umas das outras. E a falta de padronização pode levar a implicações clínicas. (PECK, CHRCANOVIC, 2016) Materiais residuais em superfícies de implantes após o tratamento de superfícies geram contaminação de biomateriais com moléculas de hidrocarbonetos e outros elementos. E consequentemente isso pode diminuir a energia superficial e o potencial de bioaceitabilidade. (KELLER *et al.*, 1990; KORONTIN *et al.*, 2012)

O material do implante, os tipos de partículas usadas, o tamanho e a velocidade de impacto podem ser responsáveis pelas diferenças morfológicas observadas entre diferentes marcas de implantes (PECK, CHRCANOVIC, 2016). Contudo, em estudos anteriores observou-se que

a adição de um tratamento com CaP a uma superfície de implante com ataque ácido duplo parecia aumentar a extensão do desenvolvimento ósseo após 4 e 8 semanas de cicatrização. (GOENE, 2007)

Em estudos com animais foi demonstrado que a concentração de Ca e P na superfície de implantes melhora a fixação biomecânica e sugere que uma técnica combinada de jateamento e condicionamento ácido pode não ser necessário para aprimorar a osseointegração.

Características como topografia, molhabilidade, carga de superfície e composição química superficial, em contato com tecido ósseo, definem a velocidade e a qualidade da osseointegração. Essas propriedades propiciam interações osso-implante, como adsorção iônica, absorção de proteínas, comunicação entre as células e superfície do implante, além de sinalização para diferenciação dessas células, levando à união do biomaterial com o osso (BUSER *et al.*, 1999). Técnicas de tratamento de superfície têm sido propostas a fim de criar uma união bioquímica capaz de acelerar as fases iniciais de neoformação óssea sobre o implante (ELIAS *et al.*, 2008; ZHAO *et al.*, 2005).

Diante disso, este estudo teve como objetivo avaliar e comparar a topografia de superfície, bem como a rugosidade de implantes de diferentes marcas disponíveis no Brasil.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados um total de 57 implantes das marcas: Intra Oss[®], Neodent[®], INP[®], Conus[®], Zimmer Pi- Branemark[®],

Singular[®], Titanium fix[®], DSP Biomedical[®] com as seguintes especificações e quantidades de acordo com a tabela 1. das(descrever os implantes analisados). Todas as amostras foram submetidas a análise de microscopia eletrônica por varredura (MEV) no Centro Regional para o Desenvolvimento Tecnológico e Inovação da Universidade Federal de Goiás (CRTI UFG). Os implantes analisados tinham diâmetro entre 3,5 e 4 mm e comprimento entre 8,5 e 15mm. (Tabela 1)

Os implantes dentários foram recebidos em suas embalagens originais, sendo estas abertas apenas no início da investigação. O cuidado foi tomado no manuseio meticuloso de todas as amostras de forma a evitar contaminação, a morfologia da superfície das amostras foi examinada usando microscopia eletrônica de varredura. Os mesmos aumentos foram selecionados para todas as amostras (24 ×, 1000 ×, 5000 × e 10.000 ×), em 5 pontos na região próxima a plataforma protética e em 5 regiões próximas a área do ápice sobre a zona em que o implante foi cortado.

As roscas dos implantes foram examinadas com interferometria a fim de caracterizar a rugosidade da superfície em nível de micrômetro e a amostragem para cada implante foi realizada em 2 posições diferentes com uma área de varredura de 200 × 260 μm.

O software do microscópio Jeol JSM 7100F foi usado para calcular os três parâmetros topográficos a seguir: Sa (μm) = desvio médio da altura de um plano médio, Sdr (%) = razão de superfície desenvolvida e Sds (μm⁻²) = densidade de picos.

As imagens foram obtidas em um microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (MEV-FEG) Jeol JSM 7100F (Peabody, Massachusetts, USA) com tensão de aceleração de elétrons de 15kV no modo de detecção de elétrons secundários (EDS).

As análises composicionais foram realizadas pela técnica de espectroscopia por dispersão de energia (EDS), com um detector de raios-X Oxford Instruments Max-n 80 acoplado ao microscópio.

A aquisição de imagens e mapas composicionais foi realizada por meio de uma série de micrografias e foram tomadas na seguinte ordem:

1. Visão lateral da rosca, baixa magnificação;
2. Imagem da crista da rosca (campo com

aproximadamente 100µm de altura); 3. Imagem do fundo do filete da rosca (campo com aproximadamente 100µm de altura); 4. Imagem da extremidade da peça (ponta ou corte), visão superior; 5. Detalhe da extremidade da peça (ponta ou corte), visão superior.

Os mapas composicionais foram adquiridos no fundo do filete da rosca e na extremidade de cada peça (ponta ou corte).

Espectroscopia de energia dispersiva de raios-X (EDS) - Microscopia eletrônica de varredura de alta resolução foi usada para analisar a composição química da superfície da área rosqueada dos implantes. Dez medições de cada grupo foram feitas para determinar a composição química elementar da superfície.

Tabela 1 – Marcas de implantes, quantidade, tipos de conexões e dimensões de implantes.

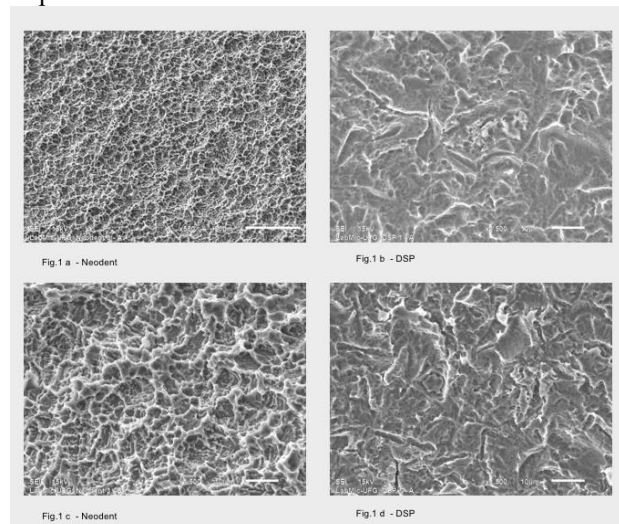
Marca	Quantidade	Tipo de conexão	Dimensões (mm)
Intra Oss	1	CM Advanced	3,5x10
Intra Oss	1	CM	3,5x11
Titamax	1	CM EX	4,9
Titamax	1	CM cortical	4,9
Neodent Titamax ti	1	Ti EX	3,75x9
Neodent Titamax ti	1	Ti EX	3,3x13
Neodent	2	CM Alvim	3,5x8
DSP Biomedical	4	FC regular	3,8x10
DSP Biomedical	2	FC regular	3,8x13
Neodent Titamax	2	CM EX	4x11
Neodent Titamax	1	TI cortical	4x9
INP Biomedical Conus	2	HE Easy	4x8
INP Biomedical Conus	1	HE Easy	3,5x9
INP Biomedical Conus	1	HE Easy	3,5x10
Zimmer PI- Branemark	3	HE	3,75x10
Zimmer PI- Branemark	1	HE	4x8,5
Singular	2	HE	4x9
Titanium fix	1	CM b-fix	3,5x10
Titanium fix	4	HI i-fix	3,75x18
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x8,5
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x10
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x11,5
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x13
DSP Biomedical	5	CMI Wayfit	3,8x15

CM: cone morse; **HE:** hexágono externo; **HI:** hexágono interno; **CMI:** cone morse indexado; **FC:** flexcone.

3. RESULTADOS

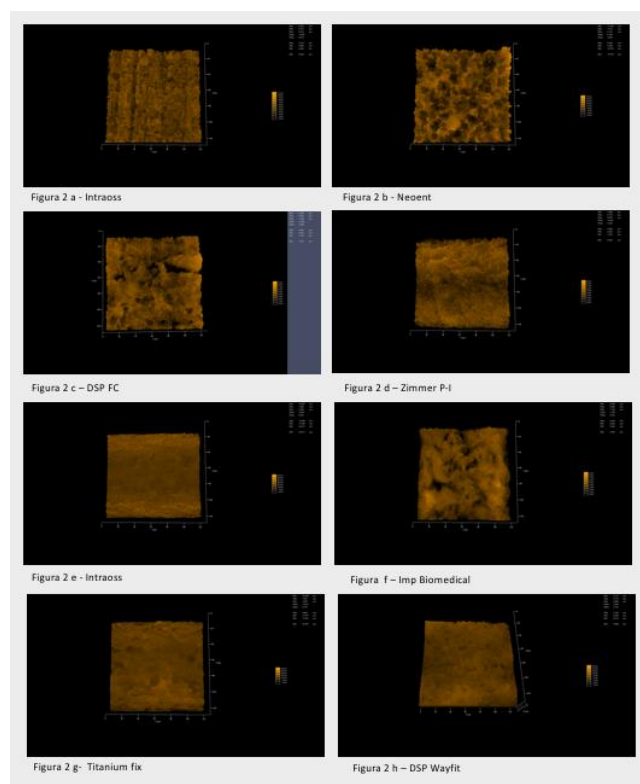
As imagens abaixo foram obtidas através do software próprio do MEV Jeol JSM 7100F.

Figura 1 – Análise em MEV de diferentes marcas de implantes.



Fonte: próprio autor.

Figura 2 – Análise em MEV de diferentes marcas de implantes



Fonte: próprio autor.

Os dados foram submetidos a teste de normalidade e de homocedasticidade. Os dados apresentaram distribuição normal ($p > 0,05$) e variâncias homogêneas ($p > 0,05$). Então os grupos foram comparados por Análise de Variância de 1 fator. Houve diferença entre os grupos ($p < 0,05$). Os grupos foram comparados por teste de Gabriel, Hochberg e Waller Duncan, sendo os testes indicados quando os tamanhos amostrais são diferentes. DSI, PI-

Bran e Conus apresentam menor rugosidade do que Titamax e Titaniumfix.

Tabela 2 – Teste de normalidade.

Tests of Normality							
	Grupo s	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Stati stic	df	Sig.	Stati stic	df	Sig.
Result ados	Titam ax	,210	9	,200*	,931	9	,488
	Conu s	,248	4	.	,905	4	,459
	PI- Bran	,323	4	.	,802	4	,105
	Titani umfix	,294	5	,181	,851	5	,198
	DSP	,167	30	,033	,947	30	,140
*. This is a lower bound of the true significance.							
a. Lilliefors Significance Correction							

A maioria dos grupos apresenta valores $p > 0,05$, o que sugere que os dados seguem uma distribuição normal. No entanto, o grupo DSP não apresenta normalidade segundo o teste Kolmogorov-Smirnov, mas o Shapiro-Wilk sugere normalidade.

Tabela 3 – Teste de homogeneidade de variância.

Test of Homogeneity of Variance					
		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Result ados	Based on Mean	,778	4	47	,545
	Based on Median	,331	4	47	,856
	Based on Median and with adjusted df	,331	4	41,668	,856
	Based on trimmed mean	,744	4	47	,567

Todos os valores $p > 0,05$ indicam que as variâncias entre os grupos são homogêneas (iguais).

Tabela 4 – Teste descritivo.

Descriptives							
Resultados							
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean		
					Lower Bound	Upper Bound	
Titamax	9	1,4902	,27026	,09009	1,2825	1,6980	1,10
Conus	4	1,0790	,14054	,07027	,8554	1,3026	,89
PI-Bran	4	,9680	,23232	,11616	,5983	1,3377	,81
Titaniumfix	5	1,7648	,27515	,12305	1,4232	2,1064	1,53
DSP	30	,7756	,23521	,04294	,6878	,8635	,44
Total	52	1,0326	,42667	,05917	,9138	1,1513	,44

Todos os valores de p são maiores que 0,05, o que indica que não há evidências suficientes para rejeitar a hipótese de variâncias iguais entre os grupos. Portanto, poderemos assumir homocedasticidade.

Tabela 5 – Teste ANOVA para medidas repetidas.

ANOVA					
Resultados					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	6,572	4	1,643	28,464	,000
Within Groups	2,713	47	,058		
Total	9,284	51			

A significância estatística ($p < 0,05$) indica que há diferenças significativas nas médias entre os grupos.

Tabela 6 – Resultados dos testes estatísticos.

Resultados				
	Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
			1	2
Gabriel ^{a,b}	DSP	30	,7756	
	PI-Bran	4	,9680	
	Conus	4	1,0790	
	Titamax	9		1,4902
	Titaniumfix	5		1,7648
	Sig.		,287	,415
Hochberg ^{a,b}	DSP	30	,7756	
	PI-Bran	4	,9680	
	Conus	4	1,0790	
	Titamax	9		1,4902
	Titaniumfix	5		1,7648
	Sig.		,287	,415
Waller-Duncan ^{a,b,c}	DSP	30	,7756	
	PI-Bran	4	,9680	
	Conus	4	1,0790	
	Titamax	9		1,4902
	Titaniumfix	5		1,7648
Means for groups in homogeneous subsets are displayed.				
a. Uses Harmonic Mean Sample Size = 5,921.				
b. The group sizes are unequal. The harmonic mean of the group sizes is used. Type I error levels are not guaranteed.				
c. Type 1/Type 2 Error Seriousness Ratio = 100.				

Como houve uma diferença significativa na ANOVA, testes post-hoc foram conduzidos para identificar quais grupos diferem entre si:

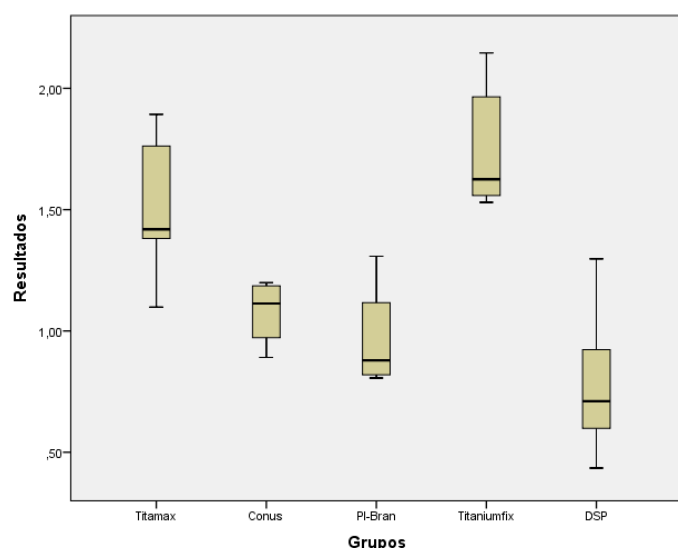
Teste de Gabriel, Hochberg e Waller-Duncan: Estes testes são apropriados para situações com tamanhos amostrais desiguais, como o caso apresentado. Eles mostram como os grupos foram agrupados em subconjuntos homogêneos de acordo com suas médias.

Os resultados indicam:

- **Subconjunto 1:** DSP (0,7756), PI- Branemark (0,9680), Conus (1,0790)
- **Subconjunto 2:** Titamax (1,4902), Titaniumfix (1,7648)

Isso significa que DSP, PI- Branemark e Conus formam um grupo com médias mais baixas e não diferem significativamente entre si. Titamax e Titaniumfix formam outro grupo com médias mais altas e não diferem significativamente entre si. Assim, DSP, PI-Branemark e Conus apresentam menor rugosidade em comparação com Titamax e Titaniumfix.

Figura 3 – Gráfico box-plot de análise dos diferentes grupos.



O gráfico box-plot ilustra claramente as diferenças na rugosidade superficial dos implantes dentários analisados. As marcas com superfícies menos rugosas, como DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark e Conus, parecem ser mais favoráveis para a osseointegração, enquanto Titamax e Titaniumfix apresentam superfícies mais rugosas que podem comprometer a eficácia clínica dos implantes. Essas observações sublinham a importância de considerar a rugosidade

superficial ao escolher implantes dentários e a necessidade de mais estudos para entender melhor essas variabilidades.

4. DISCUSSÃO

Os dados foram rigorosamente avaliados quanto à normalidade e homocedasticidade, demonstrando que todos os grupos apresentam distribuição normal e variâncias homogêneas. A Análise de Variância (ANOVA) revelou diferenças estatisticamente significativas entre as médias dos grupos, evidenciando variabilidade entre os materiais estudados. Os testes post-hoc, incluindo os de Gabriel, Hochberg e Waller-Duncan, identificaram que os grupos DSP, PI- Branemark e Conus possuem rugosidade significativamente menor em comparação com Titamax e Titaniumfix. Esses achados destacam que DSI, PI- Branemark e Conus podem ser preferíveis para aplicações onde uma menor rugosidade é desejada, enquanto Titamax e Titaniumfix apresentaram rugosidade superior, o que pode impactar a escolha do material dependendo das necessidades específicas do projeto ou aplicação.

Os resultados desta pesquisa podem levar a uma melhor seleção de implantes para tratamento de regiões edêntulas e podem estimular mais pesquisas para determinar a eficácia clínica desses produtos. Os resultados indicam que a variação nos processos do fabricante resulta em superfícies de implante que não são homogêneas e são distintamente diferentes umas das outras. Tais resultados são convergentes com os resultados de Peck e Chrcanovic (2016) que

corroboram com o conhecimento clínico – científico sobre superfície, rugosidade, contaminação por diferentes elementos químicos em diferentes marcas de implantes.

4.1 Análise em microscopia eletrônica de varredura

Não existe nenhum método padronizado para comparar superfícies de implantes usando MEV e, como tal, a análise pode estar sujeita a viés analítico. No entanto, o uso de MEV para complementar outros testes mais objetivos pode destacar diferenças importantes nas superfícies dos implantes que, de outra forma, não são observadas. Todos os implantes incluídos no estudo apresentavam anométrica rugosas e os elementos químicos mais prevalentes nessas superfícies foram: Ti, Ni, Al, Fe, C, O.

4.2 Análise de rugosidade de superfície

Dong, Sullivan e Stout (1994), descrevem que a análise de superfície 3D tem sido muito evidenciada pela indústria e centros acadêmicos, pois representam melhor uma superfície. A topografia de superfície de amostras é frequentemente descrita por perfis bidimensionais (2D), que na maioria dos trabalhos a rugosidade (Ra) refere-se a um perfil ou à média de dois a três perfis (TAGLIARI *et al.*, 2003; MEIRELES *et al.*, 2009; FRAGOSO *et al.*, 2011). Entretanto, de acordo com Hutchings (1992) e Whitehead *et al.* (1999), a perfilometria 3D permite estudos de área sendo capaz de realizar leituras de diversos perfis de uma mesma superfície, possibilitando a obtenção de dados

com pouquíssimas variações em escala anométrica.

O parâmetro rugosidade superficial (Sa) é baseado na média do desvio padrão entre picos e vales em uma superfície. (XAVIER *et al.* 2012).

A rugosidade da superfície do implante é comumente categorizada em quatro grupos de acordo com Albrektsson e Wennerberg (2004) isto é, suave (Suma < 0,5 μm), minimamente áspero (Suma entre 0,5 e 1,0 μm), moderadamente áspero (Suma entre 1,0 e 2,0 μm) e áspero (Suma > 2,0 μm). É sugerido que um Suma de cerca de 1,5 μm resulta em valores aumentados de contato osso-implante, torque de remoção aumentado e altas taxas de sucesso clínico para implantes dentários carregados precocemente. (ROCCUZZO *et al.*, 2008; YEO, 2014)

Os antigos implantes pulverizados com plasma que eram claramente mais ásperos do que as superfícies modernas demonstraram aumento dos índices de placa e reabsorção óssea em comparação com controles minimamente ásperos em duas investigações clínicas. (BECKER *et al.*, 2000; ASTRAND *et al.*, 2000). Estudos recentes indicam que mesmo superfícies velhas e torneadas podem causar peri-implantite com o tempo; foram citados números que variam de 6% a 43% de todos os implantes. Entretanto, isso depende diretamente de como a peri-implantite é definida; (ROOS *et al.*, 2006; FRANSSON *et al.*, 2005)

A maioria dos implantes apresentou rugosidade superficial que se enquadra em moderadamente áspera (Sa entre 1,0 e 2,0 μm) 27(47,3%), em seguida os implantes de superfície minimamente áspera (Sa entre 0,5 e

1.0 μm) 24(42,1%); Suave ($\text{Sa} < 0,5\mu\text{m}$) 4 (7%); Áspero ($\text{Sa} > 2,0 \mu\text{m}$) 2(3,5%).

De acordo com Peck e Chrcanovic (2016) os resultados clínicos obtidos com implantes minimamente ou moderadamente rugosos mostraram resultados semelhantes em condições normais. No entanto, quando colocado em áreas, como enxertos ósseos e osso de má qualidade (tipo IV), a literatura científica demonstra que há uma vantagem definitiva de implantes moderadamente rugosos sobre seus equivalentes minimamente ásperos. (DEL FABRO *et al.*, 2008)

Estudos futuros devem continuar a investigar as relações entre a topografia superficial dos implantes e as respostas biológicas no tecido ósseo, bem como explorar a influência de outras variáveis de superfície sobre a osseointegração. A padronização dos métodos de fabricação e a transparência nas especificações dos produtos podem contribuir significativamente para a melhoria contínua dos resultados em implantodontia.

5. CONCLUSÃO

Este estudo comparou a topografia e a rugosidade superficial de implantes dentários de diferentes marcas disponíveis no Brasil, utilizando microscopia eletrônica de varredura e interferometria. Os resultados revelaram variações significativas na rugosidade entre as marcas, com algumas apresentando superfícies mais ásperas e outras mais lisas. Implantes das marcas DSP Biomedical, Zimmer Pi-Branemark e Conus exibiram menor rugosidade, enquanto os da Titamax e Titaniumfix mostraram rugosidade mais elevada.

Essas discrepâncias podem impactar a osseointegração dos implantes e consequentemente a eficácia clínica dos implantes. Além disso, evidencia-se que o tratamento da superfície do implante não é padronizado e deveria ser considerado na escolha do implante para procedimentos dentários.

REFERÊNCIAS

- AKAGAWA, Y.; ABE, Y. Titanium: the ultimate solution or an evolutionary step?. **The International Journal of Prosthodontics**, v.16, p. 28, 2003.
- AKAGAWA, Y.; HOSOKAWA, R.; SATO, Y.; KAMAYAMA, K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. **J Prosthet Dent**. V.80, n.5, p.551-558, 1998.
- ALBREKTSSON, Tomas; WENNERBERG, Ann. Oral implant surfaces: Part 1 - review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont*, v.17, n.5, p.536-543, 2004.
- ALBREKTSSON, Tomas; WENNERBERG, Ann. Oral implant surfaces: Part 2 - review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont*, v.17, n.5, p.544-564, 2004.
- ÅSTRAND, P.; ANZÉN, B.; KARLSSON, U.; SALTHOM, S.; SVÄRDSTRÖM, P. HELLEM, S. Implantes não submersos no tratamento do maxilar superior edêntulo: Um estudo clínico e radiográfico prospectivo de implantes ITI – Resultados após um ano. **Clin Implant Dent Relat Res**; v.2, p.166–174, 2000.
- BECKER, W.; BECKER, B.; RICCI, A. Um estudo multicêntrico prospectivo comparando acessórios em forma de parafuso de titânio de um e dois estágios com acessórios de parafuso sólido pulverizados com plasma de um estágio. **Clin Implant Dent Relat Res**; v.2, p.159–165, 2000.
- BUSER, D.; NYDEGGER, T.; OXLAND, T.; COCHRAN, D.L.; SCHENK, R.K.; HIRT, H.P., *et al.* Interface shear strength of titanium implants with sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. **J Biomed Mater Res**; v.45, n2, p.75-83, 1999.

CANABARRO, A.; DINIZ, M.G.; PACIORNIK, S.; CARVALHO, L.; SAMPAIO, E.M.; BELOTI, M.M.; ROSA, A.L.; FISCHER, R.G. A alta concentração de óxido de alumínio residual na superfície do titânio inibe a mineralização da matriz extracelular. **J Biomed Mater Res A**, v.87, n.3, p.588-597 Dez 2008.

CASSINELLI, C.; MORRA, M.; BRUZZONE, G.; CARPI, A.; DI SANTI, G.; GIARDINO, R.; FINI, M. Efeitos da química de superfície da modificação topográfica de superfícies de implantes dentários de titânio:em vitro experimentos. **Int J Oral Maxillofac Implants**; v.18, n.1, p.46-52 Jan-Fev 2003.

DEL FABBRO, M.; ROSANO, G.; TASCHIERI, S. Implant survival rates após aumento do seio maxilar. **Eur J Oral Sci**, v. 116, n.6, p.497-506, Dez 2008.

DONG, W. P.; SULLIVAN, P. J.; STOUT, K. J. Comprehensive study of parameters for characterising three- dimensional surface topography: III: Parameters for characterising amplitude and some functional properties. **Lausanne**, v.178, n. 1/2, p. 29-43, 1994.

ELIAS, C. N., *et al.* Biomedical applications of titanium and its alloys. **Jom**, v. 60, n.3, p. 46-49, 2008.

ELIAS, C.N.; OSHIDA, J.H.C.; LIMAD, M. Relationship between surface properties, roughness, wettability and morphology) of titanium and dental implant removal torque. **J Mech Behav Biomed Mater.**; v.1, n.3, p.234-42, 2008.

FRAGOSO, L. S. M. *et al.* Evaluation of physical properties of enamel after microabrasion, polishing, and storage in artificial saliva. **Biomedical Materials**, Bristol, v. 6, n. 3, p. 035001, 2011.

FRANSSON, C.; LEKHOLM, U.; JEMT, T.; BERGLUNDH, T. Prevalência de indivíduos com perda óssea progressiva em implantes. Um estudo retrospectivo de 5 a 20 anos. **Clin Oral Implants Res** 2005;16:440–446.

GRASSI, S.; PIATTELLI, A.; DE FIGUEIREDO, L.C. *et al.* Histologic Evaluation of Early Human Bone Response to Different Implant Surfaces. **J Periodontol**, v.77, n.10, p.1736-1743, 2006.

HUTCHINGS, I. M. Tribology: friction and wear of engineering materials. **Oxford: Butterworth Heinemann**, 1992.

KELLER, J.C.; DRAUGHN, R.A.; WIGHTMAN, J.P.; DOUGHERTY, W.J.; MELETIOU, S.D. Characterization of sterilized CP titanium implant surfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**; v.5, n.4, p.360-367, 1990.

KOROTIN, D.M.; BARTKOWSKI, S.; KURMAEV, E.Z.; MEUMANN, M.; YAKUSHINA, E.B.; VALIEV, R.Z.; CHOLAKH, S.O. Surface characterization of titanium implants treated in hydrofluoric acid. **J Biomater Nanobiotech**; v.3, n.1, p.87-91, Jan 2012.

LYGRE, H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.60, n.1, p. 1-9, 2002.

MEIRELESS, S. S. *et al.* Surface roughness and enamel loss with two microabrasion techniques. **Journal of Contemporary Dental Practice**, Cincinnati, v.10, n. 1, p. 58-65, 2009.

MENGHINI, P.; BATTAINI, P. (1997). Metallurgia in odontoiatria, Masson, Milano.

MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. **Imp Dent**; v.8, p.376-85, 1999.

MORRA, M., CASSINELLI, C. Avaliação da contaminação da superfície de implantes dentários de titânio por LV-SEM: comparação com medidas de XPS. **Surf Interface Anal**; v. 25, n.13, p.983-988 1997.

NOVAES, A.B.; SOUZA, S.L.; BARROS, R.R.; PEREIRA, K.K.; IEZZI, G.; PIATTELLI, A. Influence of implant surfaces on osseointegration. **Braz Dent J**, v.21, p.471-81, 2010.

PECK, M.T.; CHRCANOVIC, B.R. Chemical and Topographic Analysis of eight commercially available dental implants. **The Journal of Contemporary Dental Practice**; v.17, n.5, p.354-360, May 2016.

ROCCUZZO, M.; AGLIETTA, M.; BUNINO, M.; BONINO, L. Carregamento precoce de implantes jateados e gravados com ácido: um estudo randomizado controlado duplo-cego de boca dividida. Resultados de cinco anos. **Clin Oral Implants Res**, v. 19, n.5, p. 148-152, Maio 2008.

ROOS JANÅKER, A.M.; LINDAHL, C.; RENVERT, H.; RENVERT, S. Acompanhamento de nove a quatorze anos do tratamento com implantes. Parte II:

Presença de lesões peri-implantares. **J Clin Periodontol**; v.33, p.290–295, 2006.

SILVA, F.L.; RODRIGUES, F.; PAMATO, S.; PEREIRA, J. R.. **Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura**. RFO UPF [online]. v.21, n.1, p. 136-142, 2016.

TAGLIARI, D. *et al.* Análise da rugosidade do esmalte bovino submetido à microabrasão com diferentes materiais. **JBD: Revista Ibero-Americana de Odontologia Estética & Dentística Operatória**, Curitiba, v.2, n. 8, p. 337-346, out./dez. 2003.

TOPTAN, F., *et al.* Tribocorrosion behavior of bio-functionalized highly porous titanium. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v.69, p. 144-152, 2017.

TORRICELLI, P.; VERNE, E.; BROVARONE, C.V. *et al.* Biological glass coating on ceramic materials : in vitro evaluation using primary osteoblast cultures from healthy and osteopenic rat bone. **Biomaterials**.v.22, p.2535-2543, 2001.

WHITEHEAD, S. A. *et al.* Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. **Dental**

Materials, Washington, v. 15, n. 2, p. 79-86, mar. 1999.

XAVIER, H.S.; SANGIARD, L.F.; SILVA, F.J.; BALDI, M.P.; RABELO, N.S. Análise perfilométrica digital 3d da rugosidade superficial do esmalte bovino microabrasionado por diferentes pontas. **Revista científica Faesa**, v.8, n.1, p.7-15, 2012.

YEO, I.S. Realidade da modificação da superfície do implante dentário: uma breve revisão da literatura. **Open Biomed Eng J**, v.8, p.114-119 ,Out 2014.

ZHAO, G.; SCHWARTZ, Z.; WIELAND, M.; RUPP, F.; GEIS-GERSTORFER, J.; COCHRAN, D.L., *et al.* High surface energy enhances cell response to titanium substrate microstructure. **J Biomed Mater Res.**, v.74, p.49-58, 2005.