

FACSETE - Faculdade de Sete Lagoas

ABO – Associação Brasileira de Odontologia - Santos

Especialização em Implantodontia

Peterson de Britto

Os tipos de tratamento de superfície dos implantes dentários

Santos - SP

2023

Peterson de Britto

Os tipos de tratamento de superfície dos implantes dentários

Monografia apresentada à Facsete –
Faculdade Sete Lagoas , como
requisito para obtenção do Título de
Especialista em Implantodontia,
sob orientação do Prof. Dr. Eduardo
Mangolin

Santos – SP

2023

De Britto, Peterson

Os tipos de tratamento de superfície dos implantes dentários. Peterson de Britto, 2023

Número de fls.

Referências Bibliográficas p. ?

Monografia apresentada para conclusão de curso de Especialização em Implantodontia FACSETE – FACULDADE SETE LAGOAS, 2023

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Mangolin

Palavras chave: implantes dentários ,osseointegração e tipos de plataformas.

Peterson de Britto

Os tipos de tratamento de superfície dos implantes dentários

Esta monografia foi julgada e aprovada para obtenção do Título de Especialista em Implantodontia pela **FACSETE – FACULDADE SETE LAGOAS**

Santos, 25 de Fevereiro de 2023

Prof. Dr. Eduardo Mangolin

Prof. Dr. Presidente da Banca

Prof. Dr. Convidado

RESUMO

Ao focar nos tipos de tratamentos superficiais, a atividade de osseointegração da interface osso-implante é aprimorada, incluindo novas tecnologias, como a 3D. Este artigo de revisão tem como objetivo discutir as funcionalidades superficiais dos implantes metálicos em relação à sua estrutura física, composição química e reação biológica por meio do tratamento superficial e do revestimento bioativo. Também é apresentada a perspectiva sobre os desafios atuais e direções futuras para o desenvolvimento do tratamento superficial em implantes impressos em 3D. O tratamento superficial é comumente associado ao revestimento bioativo para alcançar a estabilidade do implante a longo prazo, a biocompatibilidade e a proteção antibacteriana da superfície. Apesar de muitos métodos de modificação da superfície terem sido descobertos na última década, com muitas revisões traduzindo resultados experimentais em um conjunto limitado de métodos autônomos, não há uma relação concisa observada entre a gama de materiais metálicos biomédicos e métodos de modificação da superfície. Isso, portanto, questiona a aplicabilidade dos materiais metálicos na realização e obtenção de resultados semelhantes em vários métodos de superfície, e da mesma forma ao contrário. Este artigo também visa ampliar a oportunidade de revestimento multifuncional na maximização da probabilidade de sobrevivência do implante.

Palavras-chave: Implante. Tratamento de superfície. Tecnologias.

ABSTRACT

By focusing on the types of surface treatments, the osseointegration activity of the bone-implant interface is improved, including new technologies such as 3D. This review article aims to discuss the surface functionalities of metallic implants in relation to their physical structure, chemical composition and biological reaction through surface treatment and bioactive coating. Perspective on current challenges and future directions for the development of surface treatment on 3D printed implants is also presented. Surface treatment is commonly associated with bioactive coating to achieve long-term implant stability, biocompatibility and antibacterial surface protection. Despite many surface modification methods having been discovered in the last decade, with many reviews translating experimental results into a limited set of stand-alone methods, there is no concise relationship observed between the range of biomedical metallic materials and surface modification methods. This therefore calls into question the applicability of metallic materials in performing and obtaining similar results in various surface methods, and likewise the other way around. This article also aims to expand the multifunctional coating opportunity in maximizing the probability of implant survival.

Keywords: Implant. Surface treatment. Technologies.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	8
2. PROPOSIÇÃO	11
3. REVISÃO DE LITERATURA	12
3.1. PERDA DENTÁRIA E AS CAUSAS RELACIONADAS A REABILITAÇÃO	12
3.2. PERDA ÓSSEA.....	13
3.3. OSSEOINTEGRAÇÃO	14
3.4. IMPLANTES	14
3.5. CONDIÇÕES ESSENCIAIS PARA A INSTALAÇÃO DE IMPLANTES	15
3.6. TIPOS DE PLATAFORMAS	17
3.7. USO DA IMPRESSÃO 3D E DE OUTRAS TECNOLOGIAS.....	20
4. DISCUSSÃO	28
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
REFERÊNCIAS.....	41

1. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a impressão tridimensional (3D), também conhecida como manufatura aditiva (AM), tornou-se uma escolha aparente para a tecnologia de fabricação. O processo de fabricação é uma abordagem de baixo para cima onde as matérias-primas são depositadas camada por camada em um objeto 3D (Rayna e Striukova, 2016). O conceito de impressão 3D foi originado pela primeira vez como prototipagem rápida por volta de meados da década de 1980 por Charles Hull (Bagaria et al., 2018). A primeira impressão 3D comercial começou com plástico, e em meados da década de 1990 os metais ganharam uso de comercialização semelhante (Duda e Raghavan, 2016). A capacidade de economizar custos, projetar formas complexas e reduzir o desperdício está encorajando engenheiros e designers a explorar essa capacidade tecnológica (Vaz e Kumar, 2021). Além disso, o novo foco está atualmente canalizando a produção de um novo design de produto em vez de escolher entre AM e fabricação tradicional. A impressão 3D permite uma relação compra-mosca eficaz atingindo a equivalência, enquanto os métodos convencionais observaram um aumento de 20 vezes. Uma variação significativa é observada devido ao custo das matérias-primas, processos de fabricação e outras logísticas relacionadas à fabricação (Duda e Raghavan, 2016). Essa promissora realização da impressão 3D tem sido implementada desde então em linhas de produção, particularmente em indústrias automotiva, aeroespacial e médica, como registrado em muitas publicações (Alison et al., 2019; Ni et al., 2019; Capasso et al., 2020).

Além dos atributos promissores da impressão 3D, uma desvantagem também é comumente identificada e associada à sua construção estética indesejável.

Conseqüentemente, sofrer de mau funcionamento mecânico e falta de estabilidade leva ao fraco desempenho em aplicações médicas amplas. A partir de agora, esta revisão serve para compreender os diversos métodos de tratamento do ponto de vista biomédico, principalmente através da compreensão: 1) implante substrato paramétricas como uniformidade superficial, topografia e porosidade, e 2) a integração de moléculas bioativas e receptores de fator de crescimento para incentivar as principais atividades celulares.

Ao realizar a exodontia de um dente, com o tempo pode ocorrer uma diminuição na altura e largura do osso alveolar. Caso a exodontia seja realizada em decorrência de causas periodontais, endodôntica, ou seja, de forma traumática, a perda óssea é exacerbada. E, conseqüentemente torna-se necessário, na maioria das vezes, promover o aumento ósseo para corrigir o contorno gengival e a estética no momento da reabilitação (DAGA et al., 2018).

Esse aumento ósseo é necessário para o processo de reabilitação com implantes dentários, ou seja, é imprescindível que se tenha uma quantidade suficiente de osso para conceder estabilidade ao implante, surgindo assim o processo de aumento de perda óssea vertical que é concebido por uma técnica destinada a elevar o osso receptor em uma dimensão vertical para receber implantes dentários de comprimento adequado, geralmente entre 9 mm ou mais conhecida como regeneração óssea guiada (ROG).

Esse estudo se justifica pelos diversos estudos publicados, nos últimos dez anos, que mostraram que a regeneração óssea guiada (ROG) é uma técnica bem-sucedida e confiável para o aumento ósseo vertical e horizontal (CUCCHI et al., 2017). Esta técnica envolve o preenchimento da crista deficiente com substitutos ósseos e autógenos e o revestimento do local do enxerto com uma membrana que pode ser

reabsorvível ou não, para evitar que células epiteliais e conectivas impeçam a regeneração óssea (CUCCHI et al., 2017; GULTEKIN; CANSIZ; BORAHAN, 2017).

Outra justificativa baseia-se na conclusão de vários autores que defendem que a perda óssea pode ser tratada com sucesso com a técnica ROG, porém, também é possível fazer uso de enxertos ósseos de bloco e com distração osteogênica, no entanto, apresentam alta taxa de complicações (ELNAYEF et al., 2017; URBAN et al., 2019), o que não se verifica com a aplicação da ROG que é mais confiável em termos de estabilidade óssea, apresentando menor reabsorção, baixa taxa de complicações e morbidade (ELNAYEF et al., 2017); e que na área mandibular, independente da técnica aplicada, as taxas de implante e sobrevivência são elevadas em avaliações de curto prazo, enquanto ainda faltam estudos que determinem resultados de longo prazo (ELNAYEF et al., 2017; URBAN et al., 2019). Mostra-se, portanto, que uma revisão literária recente se faz necessária para analisar os resultados obtidos de forma que permita a atualização profissional.

2. PROPOSIÇÃO

Este artigo de revisão tem como objetivo discutir as funcionalidades superficiais dos implantes metálicos em relação à sua estrutura física, composição química e reação biológica por meio do tratamento superficial e do revestimento bioativo. Também é apresentada a perspectiva sobre os desafios atuais e direções futuras para o desenvolvimento do tratamento superficial em implantes impressos em 3D.

3. REVISÃO DE LITERATURA

3.1. PERDA DENTÁRIA E AS CAUSAS RELACIONADAS A REABILITAÇÃO

A extração dentária devido à cárie dentária, doença periodontal, doenças musculoesqueléticas e trauma facial pode levar a uma perda óssea progressiva e irreversível. Como um dos principais problemas terapêuticos na clínica odontológica, a perda óssea tem um grande impacto no suporte dentário, estética, fonética, capacidade mastigatória, osseointegração e estabilidade da dentadura. Nesses casos, cirurgias ósseas e/ou biomateriais podem ser necessárias para a reabilitação oral adequada dos pacientes (ALCÂNTARA et al., 2018).

Após a remoção dos dentes, diferentes quantidades de reabsorção óssea ocorrem devido a alterações qualitativas e quantitativas que acontecem no osso alveolar ao redor do local de extração. O osso alveolar é uma estrutura dependente do dente e, portanto, após a extração de um dente a redução óssea dimensional ocorre tanto, horizontal e verticalmente, resultando em alterações que podem levar a problemas estéticos e funcionais (DAGA et al., 2018).

Os complexos ósseos maxilares e mandibulares são compostos por diversas estruturas anatômicas que apresentam função, composição e fisiologia apropriadas, podendo ser formada em três processos: (i) osso basal constituído em conjunto com o esqueleto geral e forma o corpo da mandíbula e maxila; (ii) processo alveolar desenvolvido após a erupção dentária e contém o alvéolo do dente; (iii) o osso do pacote que alinha o soquete alveolar, estende-se formando coronalmente a crista do osso bucal e faz parte da estrutura periodontal ao encerrar as terminações externas das fibras periodontais (SANTOS, 2017).

3.2. PERDA ÓSSEA

A reabsorção óssea alveolar e a presença do nervo alveolar inferior tornam as regiões posteriores da mandíbula as mais desafiadoras para tratar usando implantes osseointegrados (CUCCHI et al., 2017). A reabsorção do rebordo alveolar depois a extração dentária é algo comum e acontece progressivamente e tem caráter e irreversível, provocando redução da altura e largura da crista alveolar, especialmente no primeiro ano (BATISTA et al., 2021). Depois a exodontia, a largura do rebordo alveolar poderá apresentar uma redução de até 50%. A reabsorção é significativamente maior no aspecto vestibular do que na superfície lingual/palatina, especialmente em região de molares (MANDARINO et al., 2018).

Uma estrutura óssea deficiente não fornece suporte e retenção suficientes para implantes ou próteses dentárias. Isso não só comprometerá o suporte do tecido mole e a altura facial anterior e/ou inferior, mas também impedirá a colocação de implantes dentários. Ou seja, a perda óssea gera um comprometimento da reparação por implante, bem como os resultados estéticos com o uso de próteses (DAGA et al., 2018).

A perda óssea alveolar pode acontecer por diversos motivos, sendo as principais causas a doença periodontal, edentulismo prolongado ou por trauma. Esse processo de atrofia trata-se de uma condição patológica caracterizada pela reabsorção moderada ou grave do osso alveolar devido à perda dentária. Por sua vez, a perda de dentes determina a perda do estímulo funcional para o osso alveolar. Conseqüentemente, o osso sofre reabsorção constante, que difere dependendo da localização na mandíbula, podendo ser vertical ou horizontal(COSTA et al., 2021).

3.3. OSSEOINTEGRAÇÃO

Outro conceito importante para essa revisão é o da osseointegração que é essencial para o sucesso dos implantes dentários. Contudo, trata-se de um processo complicado com diversos fatores interferindo na formação e manutenção do tecido ósseo ao redor do implante, tais como a topografia e rugosidade da superfície, a biocompatibilidade e as condições de carga. (SALMEN et al., 2017)

De forma geral, os implantes osseointegrados são empregados para reabilitações protéticas de indivíduo com falta de apenas um elemento, parcialmente desdentados ou totalmente desdentados (SPEZZIA, 2019).

O termo osseointegração foi utilizado para designar o contato direto entre osso vital e a superfície de um implante submetido à carga funcional, ou que pode ainda não ter sido submetido a carga funcional, contudo, com capacidade para suportar as cargas à que for exposto, desde sua posição, novos conceitos apareceram, apesar disso todos se reportam à união direta entre o osso vital e a superfície do implante, em nível de microscopia óptica (PADOVAN et al., 2019).

3.4. IMPLANTES

O homem, desde os primórdios, preocupou-se em repor dentes perdidos através de próteses dentárias e dentre várias alternativas buscadas, uma foi exatamente a implantação de peças aloplásticas (de natureza diferente ao organismo) com essa finalidade.

Como na maioria das áreas do conhecimento humano, a Implantodontia iniciou sua evolução científica vertiginosa no século XX. Já em 1901, era patenteado

o primeiro implante nos Estados Unidos. De lá para cá, sua evolução foi impressionante em todas as partes do mundo. No Brasil, os pioneiros começaram a estudar implantes na década de 50 e, a partir dos anos 60, têm-se registros concretos da história da Implantodontia no país (LINDHE, 2005).

Os implantes dentários são artefatos desenvolvidos em titânio, que são introduzidos à pressão ou rosqueamento dentro do osso dos maxilares inferior ou superior no local que foi perdido o dente natural, objetivando o suporte de prótese dental através de reposição do (s) elemento (s) perdido (s). Representam, depois de décadas de estudos e pesquisas, um dos maiores avanços da Odontologia nos tempos recentes, dando esperança a quem já não mais tinha (LINDHE, 2005).

Afora os implantes mais primitivos, que não chegaram a ser muito conhecidos, alguns tipos de implantes antes da fase dos osseointegrados fizeram sucesso. Dentre eles, os mais conhecidos foram os justa ósseos (que eram colocados entre o osso e a gengiva), os agulhados (em formato de agulhas que eram colocadas de três em três, para formarem um tripódo), os laminados (em forma de lâminas, que eram colocados em uma canaleta aberta no osso) e os parafusos (em forma de parafuso, os mais parecidos com os implantes atuais).

Atualmente, preconiza-se um tempo de cicatrização que pode variar de 3 a 6 meses dependendo de alguns fatores, tais como: estabilidade primária dos implantes, quantidade e qualidade óssea, entre outras, MISCH (2000).

3.5. CONDIÇÕES ESSENCIAIS PARA A INSTALAÇÃO DE IMPLANTES

Para a instalação dos implantes com sucesso, é imprescindível um leito ósseo hospedeiro saudável e compatível que admita a estabilidade primária e, por

consequente, a osseointegração. Entretanto, nem sempre isso é encontrado. Vários indivíduos apresentam um tecido ósseo que já suportou irradiação posterior, osteoporose ou ainda, o que é mais comum, proporciona graus variáveis de reabsorção óssea que resultam em um volume ósseo insuficiente para a instalação dos implantes (SALMEN et al., 2017; SILVA et al., 2016).

Considerando as condições essenciais para a instalação de implantes a literatura pesquisada por Salmen et al., (2017) apontam que são necessários 10mm de altura óssea e 1mm de osso em largura em ambos os lados do implante. O emprego de implantes em áreas com quantidade óssea abaixo da quantidade necessária pode ser impossível ou inviável, e, se realizada, gerará problemas tanto estéticos como funcionais após a reabilitação protética. Neste sentido, o volume ósseo insatisfatório, em altura ou espessura, é o problema clínico mais comum na reabilitação com implantes dentários e satisfaz a uma recomendação clara de enxertos ósseos para aumento da disponibilidade óssea.

No entanto, o aumento vertical da crista continua sendo um desafio na reconstrução da mandíbula. O principal problema surge da necessidade de expandir o tecido mole e alcançar a estrutura óssea adequada (GULTEKIN; CANSIZ; BORAHAN, 2017). Técnicas desenvolvidas para resolver ou contornar esse problema incluem enxerto ósseo, enxerto ósseo de bloco, técnicas de barreira com membranas permanentes ou reabsorvíveis, osteogênese de distração, técnicas vascularizadas de divisão de cumes, elevações sinusal, técnicas de reposicionamento nervoso, implantes curtos e implantes angulares (DAGA et al., 2018).

Para Santagata et al., (2017) é necessário a existência de uma crista óssea mandibular tridimensionalmente favorável para poder implantar a colocação com sucesso para atender aos critérios estéticos e funcionais na reabilitação do paciente.

Sendo assim, verifica-se que uma deficiência de tecido ósseo no sentido vestibulo-lingual pode inviabilizar a instalação dos implantes, para isso diversas técnicas foram propostas para promover um aumento do tecido ósseo, tais como enxertos autógenos, distração alveolar.

Segundo a revisão de literatura de Batista et al., (2021) é bem aceito que aproximadamente 40% da altura alveolar e 60% da largura alveolar pode ser perdida nos seis primeiros meses após a extração. Assim sendo, Alcântara et al., (2018) afirmam que acaba por ocorrer a redução do osso alveolar em sua dimensão horizontal em cerca de 50% depois de um período de dozes meses de extração. É por esse motivo que cirurgias para ganho ósseo podem ser necessárias para a adequada reabilitação oral desses pacientes.

Torna-se, portanto, importante que se se tenha um volume apropriado de osso alveolar, próximo as suas dimensões originais, para proporcionar sucesso em longo prazo e estética favorável no tratamento com implantes dentários (BATISTA et al., 2021). A preservação das dimensões vertical e horizontal do rebordo alveolar pós-exodontia é imprescindível para a redução da morbidade para o paciente (RAMANAUSKAITE et al., 2019). Portanto, vários tratamentos existem para redução das alterações ósseas estruturais, como o emprego de biomateriais e/ou uso de membranas (BATISTA et al., 2021; PEREIRA et al., 2016; RAMANAUSKAITE et al., 2019; SANTANA et al., 2019).

3.6. TIPOS DE PLATAFORMAS

Implantes transitivos, provisórios, mini-implantes, ínterins, ou temporários são todos sinônimos e possuem finalidades distintas. Os implantes transitivos (TIs) têm sido utilizados com sucesso para restaurar provisoriamente pacientes edêndulos ou

parcialmente desdentados que foram submetidos à reabilitação com implantes osseointegrados e que não apresentam condições de estabilizar uma prótese provisória removível durante o período de osseointegração dos implantes convencionais. Os implantes temporários também têm sido empregados como suporte para guias cirúrgicos, gerando estabilidade e precisão no momento da instalação dos definitivos, além de servirem, inclusive, de orientação para tomadas radiográficas, promovendo exatidão no planejamento e execução da cirurgia com implantes.

A técnica de Implantes Temporários tem sua aplicação tanto estética, quanto funcional. Estética, naqueles implantes instalados em região anterior de maxilar, onde a não utilização de uma prótese, dificultaria a socialização por parte do paciente (YEAH, MONACO e BUHITE, 2005).

A utilização de implantes temporários em reabilitação dentária, tanto total como parcial, é um sucesso na obtenção da estética durante todo o período de osseointegração (PARANHOS et al, 2004). É um procedimento menos traumático durante o período de cicatrização, mais confortável, psicologicamente mais atrativo e funciona como um fator de motivação ao paciente que será submetido ao tratamento com implantes.

Implantes temporários são utilizados para suportar uma prótese fixa durante o período de cicatrização dos implantes permanentes e imediatamente usados para a oclusão (TARNOW et al., 1997 apud PARANHOS et al, 2004). Sua grande importância advém da eliminação da utilização de próteses removíveis durante o processo de cicatrização dos implantes permanentes e protegendo a área cirúrgica quanto a prematura carga mastigatória (BICHACHO et al., 1999 apud PARANHOS et al, 2004).

Os implantes, quanto a suas medidas, podem variar em diâmetro e comprimento. Quanto mais espesso for o osso dos maxilares, maior diâmetro terá o

implante selecionado e quanto maior a altura do rebordo ósseo na região dos maxilares, maior poderá ser o comprimento do implante instalado. Quanto aos implantes temporários, pelo menos quatro sistemas estão correntemente disponíveis:

O Implante Provisório Imediato (IPI- Nobel Biocare), o Implante Transitivo Modular (MTI da Dentatus), o Implante Dental Mini (MDI da corporação Imtec), e o Implante Temporário Bicon (BTI). O IPI tem 2.8mm de diâmetro e 14mm de comprimento, o MTI tem 1.8mm de diâmetro e varia no comprimento (7mm, 10mm, 14mm), e o MDI tem 1.8mm de diâmetro e também varia no comprimento (10mm, 13mm, 15mm, 18mm). O BTI tem 2.0mm de diâmetro e vem em dois comprimentos (8mm, 12mm).

Os implantes temporários podem ser utilizados em caráter definitivo em algumas situações particulares, como nos casos de agenesia de incisivo lateral, onde o espaço protético mesio-distal normalmente é reduzido, o que dificulta sobremaneira a instalação de um implante de diâmetro convencional sem que haja intervenção ortodôntica.

Os implantes de diâmetro menor podem precisar ser selecionados, pois eles satisfazem as exigências da largura mesiodistal nos casos de agenesia lateral, mas frequentemente comprometem o contorno vestibular da coroa e requerem a criação de um perfil de emergência vestibular excessivamente contornado, que tem limitações para manutenção a longo prazo (MISCH, 2000, p. 400).

Guias cirúrgicos, normalmente utilizados em pacientes edêntulos no momento da instalação dos implantes, não apresentam adequada estabilidade para correta

instalação deles. Os implantes de transição podem ser aplicados com a finalidade de suportar esse guia cirúrgico proporcionando maior exatidão na instalação dos implantes osseointegrados - ditos convencionais – com resultados otimizados em relação ao posicionamento destes, acarretando conseqüentemente, excelente resultado estético e funcional.

3.7. USO DA IMPRESSÃO 3D E DE OUTRAS TECNOLOGIAS

O advento das técnicas de escaneamento intraoral melhorou de forma significativa a prática odontológica clínica, fornecendo precisão aos procedimentos de impressão. Uma tecnologia de impressão 3D de alta precisão acessível representa um momento decisivo dentro da indústria odontológica. A capacidade de produzir de forma confiável e consistente restaurações, guias e modelos altamente precisos dentro de um consultório odontológico particular ou laboratório dental pequeno pode resolver problemas associados às técnicas tradicionais e produzir economias significativas no tempo e nos custos de produção, permitindo uma transição gradual para fluxos de trabalho totalmente digitais e simplificados com substituição das impressões intraorais convencionais e modelos de gesso (ALENCAR et al., 2018).

Por sua vez, a fabricação aditiva (AM) foi estudada por Pingueiro et al., (2019). Trata-se de um processo emergente para biomateriais e dispositivos médicos. O Direct Laser Metal Sintering (DLMS) é uma técnica AM usada para fabricar materiais de implante Ti-6Al-4V com propriedades relacionadas à superfície aprimoradas em comparação com amostras forjadas; assim, essa técnica poderia influenciar a adsorção e colonização microbiana. Por isso, o estudo *in vitro* foi realizado para avaliar o impacto de diferentes processos de produção de implantes na adesão

microbiana de patógenos periodontais. Os discos de titânio produzidos utilizando dois processos diferentes — convencionais e AM — foram divididos em três grupos: discos convencionais de titânio com superfície usinada (G1), discos de titânio AM com tratamento químico (G2) e discos de titânio AM sem tratamento químico (G3). O biofilme subgingival composto por 32 espécies foi formado nos discos de titânio, e posicionado verticalmente em placas de 96 poços, por 7 dias. As proporções de complexos microbianos e os perfis microbianos foram analisados por meio de uma técnica de hibridização DNA-DNA, e os dados foram avaliados por meio de testes *kruskal-Wallis* e *Dunnett* ($p < 0,05$). Proporções mais baixas das espécies do complexo vermelho foram observadas no biofilme formado em G2 em comparação com o do G1 ($p < 0,05$). Além disso, as proporções dos complexos microbianos foram semelhantes entre G2 e G3 ($p > 0,05$). Em comparação com o G1, o G2 apresentou níveis reduzidos de *Porphyromonas gingivalis*, *Actinomyces gerencseriae* e *Streptococcus intermedius*, e aumento dos níveis de *Parvimonas micra*, *Actinomyces odontolyticus* e *Eikenella corrodens* ($p < 0,05$). O perfil microbiano do G3 não difere do G1 e G2 ($p > 0,05$). Os resultados deste estudo *in vitro* mostraram que os discos de titânio produzidos via AM poderiam alterar o perfil microbiano do biofilme formado ao seu redor. Outros estudos clínicos devem ser realizados para confirmar esses achados.

Inicialmente utilizada para no desenvolvimento de protótipos rápidos (Rapid Prototyping/RP), as técnicas têm se aperfeiçoado para uma manufatura rápida (Rapid Manufacturing/RM). As etapas do sistema produtivo são basicamente: o design da peça e seu planejamento de produção, o pré-processamento do material, a manufatura da peça e seu processo de acabamento .

Em outro estudo (LOUROPOULOU; SLOT; VAN DER WEIJDEN, 2015) foram utilizados seis discos comerciais de titânio puro, de 9,5 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura. Três amostras tinham uma superfície micro/nano-áspera; três foram usinados. Três protocolos foram testados diferentes. Os protótipos de uma amostra de protocolo das amostras em (1) concentra uma placa química, Linf e fibrinogen (PLyF) por 10 minutos, (2) um ex vitronectina de coágulos L-PRF ricos em fibronectina e 5 minutos, e (3) a fibronectina/vitronectina exsudada por 2 minutos seguidos de princípio de não PLyF por mais 8. Após esses tratamentos, como foram verificados um rastreamento de estudos de uso (SEM). Sob observação microscópica, (1) como amostras tratadas com o concentrado de PLyF revelaram uma densa rede de fibrina em contato direto com a superfície do implante e um número significativo de elementos figurados de sangue; (2) nas amostras tratadas com os exsudatos de fibronectina/vitronectina, apenas um pequeno número de glóbulos brancos e vermelhos foi detectado; e (3) nas amostras expostas ao tratamento combinado, houve um aparente aumento na espessura da camada de fibrina. Quando comparado com a superfície usinada, como amostras micro/nano-rugosas apresentaram um aumento geral na retenção de fibrina, levando a um revestimento mais espesso. Os produtos L-PRF líquidos promovem a formação de um coágulo de fibrina denso em superfícies de implante micro/nano-ásperas in vitro. O tratamento adjuvante de superfícies com o exsudato de fibronectina/vitronectina pode fornecer suporte ao contato da fibrina com a superfície, embora não seja essencial para a formação do coágulo. Mais estudos são necessários para melhor elucidar as propriedades e benefícios dos produtos líquidos de L-PRF.

O desenvolvimento de materiais médicos tem sido proeminente nas últimas três décadas. Ao longo desse tempo, os materiais mais notáveis utilizados foram

cerâmicas devido a seus componentes semelhantes ao corpo humano, por exemplo, o constituinte de regeneração óssea contendo fosfato de cálcio que pode ser facilmente reproduzido (Best et al., 2008). O material cerâmico é categorizado como bioinerte ou bioativo e apresenta forte ligação interfacial ao tecido hospedeiro e à capacidade de osseointegração em comparação com outras classificações materiais. Quando se trata de classificação de dispositivos médicos, ele é subdividido em três categorias implementadas pela Food and Drug Administration (FDA). Estes são classe I, II e III, com este último sendo descrito como de alto risco para o corpo humano, como ilustrado em Figura 1; portanto, medidas de segurança são adotadas e devem ser aprovadas antes da liberação em massa ao público (Johnson, 2016).

Diagrama esquemático do risco (A) associado a dispositivos médicos classificados pela FDA; e alguns gráficos de aplicações biomédicas impressas em 3D no sistema do corpo humano. (B) Implante craniano (Jardini et al., 2016). (C) Implante coclear (Brand et al., 2014). (D) Implante dentário (Yin et al., 2021). (E) Implante de joelho (Chithartha et al., 2020). (F) Implante de quadril (Mattei et al., 2011).

No passado, não havia diretrizes sistemáticas para materiais, como metálicos, cerâmicos e polímeros, que pudessem ser considerados para dispositivos biomédicos comerciais. Isso resultou em mais de 700 mortes e 10.000 feridos (Dhruva e Redberg, 2013). À medida que a estrutura se tornava gradualmente implementada, da mesma forma para dispositivos impressos em 3D, validação semelhante e requisitos específicos como estratégias de design e controle de qualidade passaram a ser utilizados, resultando em saída controlada e produção consistente dos dispositivos (Morrison et al., 2015). Dentro da União Europeia (UE), os implantes personalizados, que se destinam a penetrar sob a camada epitelial, como lentes de contato ou

dispositivos incorporados dentro do corpo, exigem marcação CE e têm de cumprir a regulamentação (Aimar et al., 2019).

Fabricar partes de estruturas complexas e intrincadas para se encaixar bem no paciente, por exemplo, reconstrução do crânio, formas tradicionais envolvendo a inserção de implantes de malha limitam a precisão dimensional e a integridade estrutural. Portanto, a impressão 3D tem uma vantagem quando se trata de projetar estruturas complexas que permitem uma integração bem sucedida ao tecido hospedeiro. Particularmente, em implantes dentários impressos em 3D, a flexibilidade de sintonizar a arquitetura do canal de microporos, conseqüentemente, facilita a ativação de moléculas de sinalização em locais específicos. Isso é útil no recrutamento de células e na manutenção da altura alveolar em um implante dentário para melhor capacidade de cura (Yin et al., 2021).

A ausência de tratamento superficial no período anterior da invenção do implante de marca-passo que gira em torno de material metálico, como o aço inoxidável, causou uma fratura mecânica desafiadora em seu "chumbo marca-passo", eventualmente causando estímulos elétricos em declínio. Muitas tentativas foram feitas para substituir o componente de liga metálica, mas nenhum sinal de melhora foi observado além de mais problemas, incluindo aqueles relacionados à corrosão (Joung, 2013). Existem muitos benefícios significativos em torno da impressão 3D, como mencionado em muitos artigos desde sua personalização (Attarilar et al., 2020) até ser econômico (Schubert et al., 2014), e estar pronto em várias horas (Mertz, 2013). Especificamente, os profissionais de saúde utilizam a impressão 3D para se envolver com os pacientes via software, como MIMICS ou MeDraw, sem precisar de expertise em engenharia para desenvolver e analisar modelos (Dai e Xu, 2021). Por meio da impressão 3D, os modelos anatômicos servem para minimizar o erro de

design nos pacientes e fornecer ampla prática aos médicos antes dos procedimentos cirúrgicos. Como resultado, isso fornece comunicação direta entre médicos e pacientes para traduzir tomografias computadorizadas/ressonâncias magnéticas além de um layout bidimensional no tratamento de doenças com risco de vida. Esta função multidimensional da impressão 3D aborda, assim, questões médicas de forma eficaz e eficiente, reduzindo as longas listas de espera para tratamento (Aimar et al., 2019). Outro ponto que muitas vezes não é enfatizado ou é negligenciado é a natureza de código aberto dos arquivos de impressão 3D que permite uma vasta colaboração entre pesquisadores e médicos mais do que apenas parâmetros restritivos publicados em revistas científicas. O banco de dados de código aberto permite que os profissionais adaptem seletivamente as dimensões do design de acordo com o modelo anatômico dos pacientes (Gross et al., 2014; Ventola, 2014). Em maior grau, o compartilhamento de código aberto de modelos 3D no formato de arquivo STL (Standard Tessellation Language ou STereoLithography) tem sido usado proativamente no campo da imunologia, como nas pequenas réplicas de microrganismos para visualizar proteínas e vírus (Coakley et al., 2014). Em suma, a importância da impressão 3D tem se estendido através de vastas aplicações médicas desde o planejamento da operação, como guias de instrumentos para dispositivos de implante, e até mesmo no campo dos microrganismos (Dai e Xu, 2021).

Um procedimento típico de uma abordagem de impressão 3D de baixo para cima foi ilustrado por Wang et al. (2017) (Figura 2). Particularmente na aplicação ortopédica, há desvantagens na fabricação de implantes porosos usando métodos convencionais que, posteriormente, levam à falha do implante devido à falta de integração osso-implante. Dependendo da personalização final do dispositivo médico e do perfil mecânico desejado, uma variedade de técnicas de modificação de

superfície pode ser adotada, que são mais exploradas na seção Técnicas de Modificação de Superfície.

Uma abordagem passo-a-passo de controle de design e avaliação de desempenho para alcançar a fabricação bem sucedida de um implante biomédico impresso em 3D (Wang et al., 2017).

Os bioaquídeos metálicos podem ser divididos em tipos degradáveis e não degradáveis. Um material metálico degradável, como a liga de magnésio, tem capacidade bioativa e interação interfacial entre implante e tecido. A capacidade de degradação é preferida para suporte temporário de implante, como placas e parafusos na cicatrização óssea, eliminando o risco cirúrgico indesejado e o custo excessivo de uma segunda cirurgia (Gu et al., 2014). Em contrapartida, um material metálico não degradável é classificado como bioinerte através da formação de uma cápsula fibrosa tecidual que isola o implante dos tecidos circundantes; no entanto, o processo não desencadeia interferências adversas ao sistema biológico até certo ponto (Daghighi et al., 2013). Um implante adequado pode ser bioinerte ou bioativo, desde que não induza a toxicidade. Em princípio, um material que serve como implante no corpo humano deve garantir a biocompatibilidade ao tecido hospedeiro. No campo médico, os materiais comumente utilizados para aplicação ortopédica são compostos por liga de titânio (Xiu et al., 2016), liga de cromo de cobalto e aço inoxidável (Balazic e Kopac, 2007), que também são categorizados como materiais não degradáveis.

A relação força-peso da liga de titânio e da liga de magnésio demonstra capacidade mecânica semelhante ao osso, apresentando, conseqüentemente, boa integração biológica. No entanto, quando se trata de capacidade clínica, essas alusões tendem a sofrer de taxa de corrosão acelerada e baixa viabilidade celular

quando em contato com fluidos corporais humanos (Kazantseva, 2018; Zhang et al., 2019; Atrens et al., 2020).

Os metais são conhecidos por corroer facilmente, mas alguns são mais resistentes. Isso se deve à formação de uma camada de passivação que impede a corrosão de ocorrer. Em geral, a maioria dos metais tem baixa resistência à corrosão quando comparados a metais nobres, como ouro e prata. Quando em contato com o tecido, devido ao limite de difusão de oxigênio contribuído pelo rápido vazamento de íons metálicos no corpo, esses íons criam um alto nível de toxicidade, causando efeitos adversos às células (Steinemann, 1998). A corrosão é um fenômeno comum e pode ser evitada através da modificação do óxido de superfície. Um estudo foi realizado para identificar a proliferação celular entre liga de titânio nua e liga de cromo de cobalto contra ligas metálicas revestidas de hidroxiapatita. Mostrou-se que houve um aumento significativo na viabilidade celular ao ser revestido (Yuan et al., 2018).

Quando um implante no corpo é inevitável para salvar a vida, é preciso examinar seriamente a possibilidade de uma reação adversa do implante ao corpo. Era evidente que implantes metálicos como cobalto (Co), ligas de titânio (Ti) e ferro (Fe) mostram uma resistência de polarização relativamente semelhante. No entanto, o contraste dentro da destruição tecidual é claro para materiais à base de cobalto. Dependendo da aplicação do implante, deve-se levar em conta qualquer elemento que reaja negativamente ao corpo humano, uma vez que a corrosão também é um processo atômico e há risco de toxicidade fluir para a corrente sanguínea (Steinemann, 1998).

4. DISCUSSÃO

Iniciando pelo estudo Andrade et al., (2021) verificou-se que concentrados plaquetas como a fibrina rica em leucócitos e plaquetas (L-PRF) têm sido amplamente avaliados em diferentes procedimentos cirúrgicos orais para promover o processo de cura. No entanto, produtos L-PRF líquidos, como fibrinogênio líquido, têm sido pouco explorados, especialmente na funcionalidade biomimética dos implantes dentários. Cinco implantes dentários disponíveis comercialmente com diferentes superfícies (Osseospeed™, TiUnite™, SLActive®, Ossean® e Plenum®) foram imersos por 60 minutos em fibrinogênio líquido obtido de doadores saudáveis. Após esse período, os implantes foram removidos e fixados para microscopia eletrônica de varredura (SEM).

Todos os implantes dentários foram cobertos por uma malha de fibrina. No entanto, foram observadas áreas não contato perceptíveis para as superfícies Osseospeed™, TiUnite™ e SLActive®. Por outro lado, as superfícies ossean® e plenum® mostraram uma camada densa e uniforme de fibrina cobrindo quase toda a superfície do implante. As superfícies Osseospeed™, TiUnite™ e SLActive® apresentaram números mais baixos de células sanguíneas dentro da malha fibrina em comparação com as outras. Além disso, em maior ampliação, foram observadas fibras fibrinas mais espessas em contato com superfícies osseanas® e plenum®. A superfície do Plenum ® mostrou as fibras mais grossas que também inseriram e interligam-se à microroughness.

O implante OsseoSpeed™ (Astra Tech), trata-se de um material físico combinado de jateamento de areia (óxido de titânio) com o químico composto por fluoreto modificado é um modelo áspero. TiUnite™ (Nobel de Biocare™ apresentou Rachaduras estendidas homogêneas não fractais. Por sua vez, o SLActive® (ITI Straumann) se demonstrou heterogêneo não fractal.

A blindagem por estresse é um fenômeno comum que ocorre quando a rigidez de um material metálico excede a capacidade mecânica óssea. Isso induz a resorção óssea que impede o crescimento ósseo de acordo com a lei de Wolff. Uma maneira de manobrar para longe desta questão é projetando um implante sólido na arquitetura porosa (Carpenter et al., 2018). A liga de titânio pode ser fabricada em arquitetura porosa especialmente para implantes dentários, mantendo suas propriedades físico-químicas posteriormente, induzindo a integração óssea profunda no implante (osseointegração) em vez de apenas uma ligação interfacial. Conseqüentemente, evitar a blindagem por estresse como um todo previne futuras falhas no implante (Pałka e Pokrowiecki, 2018).

Além disso, o titânio é conhecido por ser perigoso para a fundição devido a fuming metálico e processos internos de oxidação. Assim, da maneira tradicional, é fabricado e usinado na forma desejada de um implante (Lütjering e Williams, 2007). Através da impressão 3D, o aspecto mecânico do titânio (baixo módulo, alta resistência específica e baixa densidade) pode ser preservado levando à biocompatibilidade (Matassi et al., 2013). No entanto, o titânio puro é normalmente evitado em implantes ósseos para rolamento de carga devido ao seu baixo rendimento e resistência à tração (Pałka e Pokrowiecki, 2018).

A falha do implante pode ser devido a várias razões: afrouxamento asséptico, desgaste e infecção bacteriana (Kong et al., 2018). Estudo foi realizado por Sailer et al. (2009) reunindo a porcentagem de componentes metálicos submetidos a falha ou complicação. Foi relatado que cerca de 50% foram causados por fratura e 24% por corrosão. Portanto, a ênfase no tratamento superficial precoce dos implantes é ideal para promover a implantação bem-sucedida no sistema biológico. Por exemplo, o revestimento como um nanotubo de titânio tem um efeito antimicrobiano que promove

a formação de osteoblasto na superfície do implante (Wang e Tang, 2019). Uma vez que uma superfície de titania exibe comportamento biointendo ao cercar um ambiente biológico, as características físicas e químicas devem ser reestruturadas. A formação de estruturas nanotubulares promove forte entrelaçamento mecânico às células ósseas em comparação com uma superfície de microestrutura. Como tal, as principais atividades celulares progridem enquanto a adesão bacteriana diminui. A inibição de bactérias é crucial que pode resultar em resistência a antibióticos através da formação de biofilme. Além disso, relata-se que através do processo de fabricação de nanotubos específicos com diâmetros de 30 e 80 nm, uma superfície áspera e ângulo de contato com a água baixa são estabelecidos, eventualmente auxiliando o crescimento celular. Da mesma forma, as composições químicas de oxigênio e flúor são mostradas para induzir tanto a adesão celular quanto a capacidade antibacteriana (Peng et al., 2013).

processo de osseointegração envolve várias cadeias complexas de eventos. Durante a fase inicial de implantação, células inflamatórias como monócitos, linfócitos e granulócitos dos glóbulos brancos (WBCs) chegam primeiro para ajudar no processo de cicatrização ao redor do local da ferida, como observado sob uma perspectiva de microescala. Os principais constituintes do sangue são plasma, plaquetas, glóbulos vermelhos e WBCs. Muitas proteínas do sangue que estão associadas à resposta inflamatória hospedeira, interagem com a superfície do implante quando liberadas. No entanto, as células requerem uma camada intermediária para induzir o apego celular bem-sucedido na superfície do implante. Na nanoescala, esta camada consiste em moléculas de água adsorvidas, seguidas por receptores proteicos e lipídios do sangue, promovendo a fixação celular na superfície do implante. Da mesma forma, as plaquetas sanguíneas liberam moléculas que facilitam a formação de coágulos fibrinos que induzem a migração de células-tronco mesenquimais (MSCs). Os MSCs possuem

uma capacidade de auto-renovação que pode ser diferenciada em células especializadas, por exemplo, osteoblastos para formação óssea (Gittens et al., 2014). Em suma, a adsorção de proteínas desempenha um papel primordial na sinalização do apego celular pelo qual células inflamatórias ativas, como monócitos, linfócitos e granulócitos, estão ativamente engajadas no processo de cura (Onuki et al., 2008), auxiliando em todo o mecanismo ósseo das atividades de osteocondução, osteoindução e osteogengênese (Alkbtresson e Johansson, 2001).

A superfície dos implantes lisos tem sido estudada e exibe uma ligação anti-adesão com o tecido biológico, em contraste com implantes porosos com melhor capacidade de osseointegração (Zhang et al., 2014). No entanto, implantes porosos são complexos de fabricar. Pelos métodos convencionais, a fabricação de implantes de estrutura de poros intrincada é desafiadora devido às limitações de fabricação. Isso pode surgir da tolerância, custo e tempo de dimensão inconsistentes. Da mesma forma, implantes pré-moldados podem não se adequar a todos os modelos anatômicos do paciente, causando também distribuição de estresse desigual levando à falha do implante (Takemoto et al., 2005). Conseqüentemente, a impressão 3D torna-se útil para combater essa lacuna e construir uma ponte entre a fabricação e os ensaios clínicos.

A importância de obter um resultado estético ao se reabilitar com implantes tem gerado em certos casos a necessidade de corrigir o contorno gengival da área a ser reabilitado, para isso existem várias técnicas de aumento ósseo vertical com comportamentos favoráveis, embora muitos deles tenham um corpo modesto de evidências. A técnica ROG foi identificada como a intervenção mais utilizada para o aumento vertical ósseo (COSTA et al., 2021; URBAN et al., 2019).

Prevalências estudos que utilizam membrana de titânio não reabsorvível e concordam que seu uso apresenta os maiores valores de ganho ósseo vertical. Por outro lado, o uso do d-PTFE começa a ser visto em estudos mais atuais, enquanto o uso do e-PTFE é observado nos primeiros estudos considerados.

A despeito dos benefícios associados às membranas não-reabsorvíveis, sua utilização requer a realização de um segundo tempo cirúrgico para removê-la, o que gera desconforto e risco de alterar os tecidos recém-formados. E apesar da ocorrência frequente de complicações pós-operatórias e a exposição da membrana em alguns casos limita a sua utilização clínica (BATISTA et al., 2021).

As membranas não-reabsorvíveis permitem a preservação da largura e da altura do cume alveolar, logo o resultado do tratamento é limitado pela arquitetura das paredes ósseas remanescentes. Acredita-se que o osso recém-formado segue o esquema de formação óssea de acordo com as paredes pré-existentes, não as excedendo (DAYUBE et al., 2017; NORONHA; MELO; ALMEIDA JÚNIOR, 2020; PEREIRA et al., 2016).

A exceção está nos defeitos verticais da parede vestibular (BATISTA et al., 2021). Nos casos em que esses defeitos são absolutamente adstritos à parede vestibular, a altura das margens ósseas proximais parece ser o fator decisivo para afiançar a regeneração possível sem um procedimento cirúrgico adicional (NORONHA; MELO; ALMEIDA JÚNIOR, 2020). Somente o uso de enxertos em bloco ou enxertos particulados juntamente com parafusos tipo tenda, e membranas ou malha de titânio, levam a ganhos significativos na altura do osso (BATISTA et al., 2021) .

As membranas de d-PTFE com porosidade os procedimentos de preservação de volume ósseo alveolar frequentemente envolvem o uso de materiais de enxertia

para influenciar o repovoamento celular e tecidual. O grau de alterações na qualidade óssea depende muito da taxa de renovação do material de enxerto e sua capacidade de induzir nova formação óssea. Em geral, a adição de enxertos nos locais após a remoção de um elemento dentário vincula a necessidade adicional da utilização de membranas, sendo as mais comumente utilizadas as de colágeno, PTFE ou matriz dérmica acelular (BATISTA et al., 2021; LLANOS et al., 2019).

Mandarino et al. (2018) realizaram um ensaio clínico randomizado para avaliar os tecidos recém-formados em soquetes pós-extração e compararam as alterações dimensionais da crista com e sem o uso de uma densa membrana politetrafluoroetileno (d-PTFE). Vinte soquetes de extração humana (molares inferiores e pré-molares) receberam uma membrana d-PTFE intencionalmente exposta (grupo de teste) ou nenhum biomaterial (grupo controle). Após 4 meses, durante a preparação para colocação do implante, foram coletados tecidos ósseos e gengival para análise histológica e biomolecular. Clinicamente, os grupos de teste e controle apresentaram ganhos médios de gengiva queratinizada de $4,30 \pm 1,20$ mm e $2,50 \pm 2,20$ mm, respectivamente. Observou-se redução na largura da crista nos grupos de controle ($2,90 \pm 2,70$ mm) e teste ($3,30 \pm 2,00$ mm). A alteração da altura óssea variou de uma redução de $0,12 \pm 1,60$ mm a um ganho de $0,60 \pm 3,60$ mm em média para ambos os grupos. A análise da expressão genética em fibroblastos gengival e osteoblastos não revelou diferença entre os dois grupos. A preservação da crista usando a membrana d-PTFE aumentou a formação de tecido queratinizado. Observou-se redução da largura e leve redução/ganho na altura da crista alveolar em ambos os grupos. A membrana não teve influência no processo de cura.

Segundo estudo de Plonka et al., (2018) a ROG com PTFE pode ser quase 100% bem-sucedida para o aumento vertical do osso nos 3 grupos de altura de

elevação (pequeno, médio e grande). Em relação aos enxertos, foram utilizadas principalmente combinações, sendo o mais comum osso autógeno com xenoenxerto.

Por sua vez, Malik et al., (2020) verificaram que a maioria dos estudos usando malha de titânio usou osso autógeno como um único material ou parte do material do enxerto para aumento ósseo vertical. Sobre isso, nota-se que o osso autógeno é considerado o padrão ouro para uso em procedimentos de regeneração óssea, fornecendo proteínas, substratos que melhoram ossos, minerais e células ósseas vitais para o local receptor, melhorando o processo global de enxerto, obtendo altas taxas de sucesso (COSTA et al., 2021; CUCCHI et al., 2019).

Por outro lado, verifica-se que muitos autores misturam osso autógeno com vários materiais de enxerto para transmitir as propriedades de um xenoenxerto às propriedades osteogênicas e enxerto autógeno osteoindutivo. Em termos de xenoenxerto, o biomaterial mais utilizado é o mineral de osso bovino desproteínizado (DBBM), que é aplicado como andaime ou osteocondutor que melhora a reparação e o crescimento do tecido ósseo (CUCCHI et al., 2019).

Santana et al. (2019) avaliaram, clinicamente e histologicamente, a extensão da preservação óssea alveolar pelo coágulo sanguíneo e os potenciais benefícios adicionais do aloenxerto ósseo e do osso bovino, em todos os casos cobertos por uma barreira de polietilenoglicol. Um total de 45 alvéolos de 32 pacientes adultos foram tratados. Alterações na largura do rebordo aos 6 meses foram de 1,5 mm para alvéolo com osso alógeno (AAL), 2,5 mm para alvéolo preenchido com osso bovino (AOB) e 2,3 mm para os preenchidos coágulo (AC). A neoformação óssea foi de 47,8%, 33,3% e 28,2% nos locais tratados com AC, AAL e AOB, respectivamente. Assim sendo, o uso do osso alógeno associado à membrana apresentou melhor resultados de preservação de largura alveolar, e histologicamente apresentaram resultados

semelhantes de quantidade óssea em relação ao osso bovino. Hoje em dia, com os progressos reais da biotecnologia, a ROG em alvéolos pós-extração vem sendo realizada através de novos métodos biologicamente ativos, desenvolvidos para superar as desvantagens de materiais não vitais e dos enxertos. Nesse contexto, destacam-se os concentrados de plaquetas de primeira e segunda geração. Contudo, o efeito clínico do L-PRF (fibrina rica em plaquetas e leucócitos) na manutenção do volume alveolar ainda não foi claramente estabelecido.

Adiante, considerando o número de intervenções cirúrgicas, a maioria dos estudos realizou 2 intervenções (aumento ósseo e carga de implante) e no caso de estudos que utilizaram membranas não reabsorvíveis, todas realizaram pelo menos 2 intervenções cirúrgicas (aumento ósseo e remoção de membranas), a partir de agora os estudos que realizaram mais intervenções cirúrgicas poderiam adicionar enxertos ou procedimentos exodônticos anteriores dos dentes a serem substituídos.

A maior fonte de informação nesta revisão foram as séries e os relatórios de casos e, portanto, a maioria dos estudos (COSTA et al., 2021; CUCCHI et al., 2017; DAGA et al., 2018; ELNAYEF et al., 2017; GULTEKIN; CANSIZ; BORAHAN, 2017; MALIK et al., 2020; PLONKA; URBAN; WANG, 2018; URBAN et al., 2019) relatou um aumento vertical inferior a 5 mm, o que também se reflete nos estudos com maior grau de evidência. Devido à redução dos tempos de seguimento, a maioria dos estudos não relatou estabilidade óssea, porém, todos os estudos que relataram ser favorável e sempre perda óssea marginal no primeiro ano foi consideravelmente maior em relação aos anos seguintes.

A maioria dos estudos não relata sobrevida de implante, enquanto estudos que o relataram mostraram valores favoráveis superiores a 80% em todos os casos

(COSTA et al., 2021, 2021; CUCCHI et al., 2019; MANDARINO et al., 2018; PLONKA; URBAN; WANG, 2018).

Em relação às complicações, a exposição à membrana é a mais repetida nos estudos, porém também foram relatadas infecções ou abscessos, deiscência tecidual, distúrbios sensoriais e em menor percentual de complicações não especificadas. De acordo com Plonka et al., (2018) a ROG é geralmente preferida devido à sua alta previsibilidade e baixa incidência de complicações.

Informações semelhantes são relatadas em Urban et al., (2019), onde os autores comparam as taxas de complicações de 3 técnicas diferentes para aumento ósseo vertical: a distração osteogênica relatou a maior taxa de complicações (47,3%), seguida por enxertos de bloco (23,9%) e regeneração óssea guiada (12,1%). Os autores analisaram 36 relatos de casos e os resultados demonstraram um ganho ósseo vertical significativo para todas as abordagens de tratamento ($n = 33$; efeito médio ponderado = 4,16 mm; IC 95% 3,72-4,61; $p < 0,001$). A taxa de ganho e complicações verticais clínicas variou entre os diferentes procedimentos, com ganho médio ponderado de 8,04 mm e taxa de complicações de 47,3% para osteogênese distraída, 4,18 mm e 12,1% para regeneração óssea guiada (ROG), e 3,46 mm e 23,9% para blocos ósseos. Em estudos comparativos, o ROG obteve um ganho ósseo significativamente maior quando comparado aos blocos ósseos ($n = 3$; diferença média ponderada = 1,34 mm; IC 95% 0,76-1,91; $p < 0,001$).

Dos estudos que relataram distúrbios sensoriais, mais comum foi a parestesia. E entre aqueles que relataram exposição à membrana, a maioria usava membranas não reabsorvíveis. Ao contrário dessas informações, Urban et al. (2019), expressam que, curiosamente, as membranas reabsorvíveis são mais propensas a complicações do que as membranas não reabsorvíveis (23% versus 7%), o que está em

consonância com revisões sistemáticas anteriores (ELNAYEF et al., 2017), isso poderia ter uma explicação em que não só a exposição à membrana é considerada, mas também outros tipos de complicações.

Dentro das limitações dos resultados apresentados pela revisão pode-se afirmar que é necessário considerar os tempos de seguimento reduzidos dos estudos publicados na literatura (PLONKA; URBAN; WANG, 2018). Por outro lado, pode-se concluir que a técnica ROG é eficaz e confiável com base nas variáveis estudadas, o que nos dá um caráter encorajador, embora a interpretação dos resultados, apesar de ser boa na maioria dos casos, tenha resultados variáveis, o que indica que deve haver certas variáveis que afetam os resultados, tais como: sensibilidade, tipo de estudo, tempo de estudo monitoramento, área regenerada, entre outros (GULTEKIN; CANSIZ; BORAHAN, 2017).

A busca atual das pesquisas volta-se para substitutos ósseos que proporcionem resultados similares ao enxerto autógeno, evitando morbidade e limitação do material. Atualmente, a associação de ambos tem demonstrado ser uma boa ótima opção (BATISTA et al., 2021; COSTA et al., 2021; SANTAGATA et al., 2017). As membranas biodegradáveis apresentam-se como a melhor escolha para regeneração óssea. Há uma carência de estudos com o uso de barreiras de prolipropileno expostas ao meio bucal, contudo, os poucos mostram o sucesso do seu emprego (PEREIRA et al., 2016).

O aumento ósseo vertical com regeneração óssea guiada é um procedimento seguro com altas taxas de sucesso. A maioria dos estudos (CUCCHI et al., 2017; DAGA et al., 2018; ELNAYEF et al., 2017; GULTEKIN; CANSIZ; BORAHAN, 2017; MALIK et al., 2020; PLONKA; URBAN; WANG, 2018; URBAN et al., 2019) demonstra um alto percentual de estabilidade óssea e sobrevida a implantes, no entanto, o

número de estudos que relataram essas variáveis foi bastante baixo e com um curto período de acompanhamento, resultado análogo ao encontrado na revisão de Urban et al., (2019) e é por isso que sugere-se que futuros pesquisadores realizem estudos com períodos de acompanhamento mais longos em humanos, em diferentes ambientes clínicos e com múltiplos pesquisadores, a fim de avaliar melhor os desfechos clínicos de o técnico e padronizar as variáveis que devem ser estudadas para ter informações precisas sobre as características do emprego da técnica ROG e também para esclarecer qual técnica de aumento ósseo vertical apresenta melhores resultados clínicos.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O avanço da impressão 3D tem proporcionado muitas oportunidades para projetar estruturas intrincadas e porosas de biomateriais metálicos. A técnica de impressão 3D tem capacidade de projetar topologias precisas e controladas, mantendo excelentes propriedades físicas, mecânicas e biológicas. Essas propriedades favoráveis podem ser aprimoradas por tratamento superficial e revestimento bioativo para permitir a osseointegração e minimizar o risco de infecções associadas ao implante. O tratamento superficial é usado para melhorar a rugosidade superficial na tentativa de melhorar a força da fadiga e a resposta biológica. Com a adição de revestimento bioativo, a melhora significativa da capacidade de crescimento ósseo e da ligação de implante ósseo leva a uma osseointegração mais rápida e durável. Além disso, a liberação de íons biofuncionais na rede de fase também deve ser considerada na avaliação de funções bioativas.

Dentro de um ambiente biológico, há muitas considerações a serem levadas em consideração para melhorar a vida útil e a função de um implante. Um desenho estrutural articulado da interface implante-tecido é fundamental para que o implante seja integrado ao corpo sem complicações. Assim, a compreensão extensiva dos processos de adsorção de proteínas e de adesão celular na interface entre o tecido e a superfície do implante são particularmente significativas para orientar os pesquisadores na escolha das técnicas corretas de tratamento superficial e biofuncionalização. Além disso, a propriedade de corrosão do revestimento bioativo também desempenha um papel crítico na falha do implante. Os íons ou produtos liberados do processo de corrosão podem gerar toxicidade ou até mesmo danificar tecidos. Portanto, o revestimento cerâmico bioativo produzido pelo tratamento

superficial, como o processo MAO, tem aplicações biomédicas promissoras devido à sua alta resistência à corrosão. Melhor ainda, o revestimento cerâmico nos implantes pode ser adaptado de acordo com o requisito biomédico necessário, pois são incapazes em suas composições e propriedades por meio de modificação de aditivos, por exemplo, adição de Ca, P, Mg, Si, Sr, etc. Futuros esforços de pesquisa devem ser direcionados para melhorar e controlar ainda mais suas propriedades físicas e biológicas para revestimentos biofuncionais e de longa duração.

REFERÊNCIAS

ALCÂNTARA, C. E. P. et al. Hyaluronic acid accelerates bone repair in human dental sockets: a randomized triple-blind clinical trial. **Brazilian Oral Research**, v. 32, n. 0, 13 set. 2018.

ALENCAR, L. P. M. et al. Impressão 3D na reabilitação com implantes dentários. **ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION**, v. 7, 24 out. 2018.

ANDRADE, C. X. et al. Interaction between Different Implant Surfaces and Liquid Fibrinogen: A Pilot In Vitro Experiment. **BioMed Research International**, v. 2021, p. 9996071, 2021.

BATISTA, T. et al. Eficácia das membranas não absorvíveis na regeneração óssea guiada: uma revisão de literatura. **Odontologia Clínico-Científica**, v. 20, n. 1, p. 46–54, 2021.

COSTA, V. C. et al. MEMBRANAS PARA BARREIRA UTILIZADAS EM REGENERAÇÃO ÓSSEA GUIADA (ROG). **REVISTA FAIPE**, v. 11, n. 1, p. 48–57, 2 jun. 2021.

CUCCHI, A. et al. Evaluation of complication rates and vertical bone gain after guided bone regeneration with non-resorbable membranes versus titanium meshes and resorbable membranes. A randomized clinical trial. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 19, n. 5, p. 821–832, out. 2017.

CUCCHI, A. et al. Statements and Recommendations for Guided Bone Regeneration: Consensus Report of the Guided Bone Regeneration Symposium Held in Bologna, October 15 to 16, 2016. **Implant Dentistry**, v. 28, n. 4, p. 388–399, ago. 2019.

DAGA, D. et al. Tentpole technique for bone regeneration in vertically deficient alveolar ridges: A prospective study. **Journal of Oral Biology and Craniofacial Research**, v. 8, n. 1, p. 20–24, 2018.

DAYUBE, U. et al. PRESERVAÇÃO DO REBORDO ALVEOLAR COM PERDA ÓSSEA VESTIBULAR ASSOCIADA A BIOMATERIAL E MEMBRANA PTFE DENSA INTENCIONALMENTE EXPOSTA AO MEIO BUCAL. **ImplantNewsPerio**, v. 2, p. 433–40, 1 abr. 2017.

ELNAYEF, B. et al. Vertical Ridge Augmentation in the Atrophic Mandible: A Systematic Review and Meta-Analysis. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 32, n. 2, p. 291–312, abr. 2017.

GULTEKIN, B. A.; CANSIZ, E.; BORAHAN, M. O. Clinical and 3-Dimensional Radiographic Evaluation of Autogenous Iliac Block Bone Grafting and Guided Bone Regeneration in Patients With Atrophic Maxilla. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Official Journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons**, v. 75, n. 4, p. 709–722, abr. 2017.

LLANOS, A. H. et al. Comparison between two bone substitutes for alveolar ridge preservation after tooth extraction: Cone-beam computed tomography results of a non-

inferiority randomized controlled trial. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 46, n. 3, p. 373–381, mar. 2019.

LOUROPOULOU, A.; SLOT, D. E.; VAN DER WEIJDEN, F. Influence of mechanical instruments on the biocompatibility of titanium dental implants surfaces: a systematic review. **Clinical Oral Implants Research**, v. 26, n. 7, p. 841–850, jul. 2015.

MALIK, R. et al. Evaluation of Alveolar Ridge Height Gained by Vertical Ridge Augmentation Using Titanium Mesh and Novabone Putty in Posterior Mandible. **Journal of Maxillofacial and Oral Surgery**, v. 19, n. 1, p. 32–39, mar. 2020.

MANDARINO, D. et al. Alveolar ridge preservation using a non-resorbable membrane: randomized clinical trial with biomolecular analysis. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 47, n. 11, p. 1465–1473, nov. 2018.

NORONHA, I. M.; MELO, M. M. M.; ALMEIDA JÚNIOR, P. **REGENERAÇÃO ÓSSEA GUIADA : ESTUDO DESCRITIVO ENTRE AS MEMBRANAS DE PRF E PTFE-e (UNIT-SE)**. Trabalho de Conclusão de Curso—Sergipe: Universidade Tiradantes, 27 fev. 2020.

PADOVAN, L. E. M. et al. Avaliação histológica e tomográfica do enxerto xenógeno em bloco para o preenchimento do seio maxilar. **Full dent. sci**, p. 61–66, 2019.

PEREIRA, S. P. et al. Regeneração óssea guiada (rgo) com uso de membrana não reabsorvível de polipropileno-bone heal em alvéolo pós-exodontia - relato de caso. **Full dent. sci**, p. 42–48, 2016.

PINGUEIRO, J. et al. Additive manufacturing of titanium alloy could modify the pathogenic microbial profile: an *in vitro* study. **Brazilian Oral Research**, v. 33, 30 set. 2019.

PLONKA, A. B.; URBAN, I. A.; WANG, H.-L. Decision Tree for Vertical Ridge Augmentation. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 38, n. 2, p. 269–275, abr. 2018.

RAMANAUSKAITE, A. et al. Efficacy of autogenous teeth for the reconstruction of alveolar ridge deficiencies: a systematic review. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, n. 12, p. 4263–4287, dez. 2019.

SALMEN, F. S. et al. Enxerto ósseo para reconstrução óssea alveolar. Revisão de 166 casos. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, v. 44, p. 33–40, fev. 2017.

SANTAGATA, M. et al. Segmental sandwich osteotomy and tunnel technique for three-dimensional reconstruction of the jaw atrophy: a case report. **International Journal of Implant Dentistry**, v. 3, p. 14, 1 maio 2017.

SANTANA, R. et al. Synthetic polymeric barrier membrane associated with blood coagulum, human allograft, or bovine bone substitute for ridge preservation: a randomized, controlled, clinical and histological trial. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 48, n. 5, p. 675–683, maio 2019.

SANTOS, M. A. D. **AUMENTO VERTICAL DE REBORDO ALVEOLAR (Tendências) (Revisão de Literatura)**. Monografia (especialização em implantodontia)—São José dos Campos: Faculdade de Sete Lagoas, 2017.

SILVA, F. L. E et al. Tratamento de superfície em implantes dentários: uma revisão de literatura. **RFO UPF**, v. 21, n. 1, p. 136–142, abr. 2016.

SPEZZIA, S. Conexão nos implantes osseointegrados. **Rev. ciênc. méd., (Campinas)**, p. 99–107, 2019.

URBAN, I. A. et al. Effectiveness of vertical ridge augmentation interventions: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Clinical Periodontology**, v. 46 Suppl 21, p. 319–339, jun. 2019.