

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ENXERTOS ÓSSEOS NA CIRURGIA PRÉ-IMPLANTAR

Trabalho submetido por

Leina BENBETKA

para a obtenção do grau de mestre em Medicina Dentária

julho de 2026

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

ENXERTOS ÓSSEOS NA CIRURGIA PRÉ-IMPLANTAR

Trabalho submetido por

Leina BENBETKA

para a obtenção do grau de mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor António Mano Azul

julho de 2026

AGRADECIMENTOS

Gostaria de expressar a minha profunda gratidão ao Professor António Mano Azul, cuja experiência, dedicação e conselhos valiosos foram fundamentais para a concretização desta tese e representaram um apoio indispensável ao longo de todo este percurso, assim como por tudo o que me ensinou ao longo destes últimos dois anos.

Agradeço ao Instituto Universitário Egas Moniz pela qualidade do seu ensino e pelo empenho na nossa formação.

À mes parents, je vous remercie pour toutes ces années de soutien dont vous m'avez fait part depuis le début. Sans vous, je ne serais jamais arrivée aussi loin. Votre confiance et votre amour m'ont permis de continuer même dans les moments de doute et de solitude, et j'espère vous rendre fiers. Ma réussite est aussi la vôtre.

À ma sœur, merci d'avoir été là pour me soutenir et m'encourager, même quand tu ne comprenais pas tout ce que je te disais. Tu as été mon petit rayon de soleil quand j'avais besoin de me changer les idées.

À l'ensemble de ma famille, merci pour votre soutien et vos encouragements, qui ont été un pilier et m'ont permis de continuer sur ma lancée.

À May-Lee, ma colocataire, mon amie... Merci d'avoir toujours été là pour moi, dans les bons comme dans les mauvais moments. Nous avons grandi ensemble durant ces cinq ans et je ne serais pas devenue la personne que je suis aujourd'hui sans toi.

À mes amies, Elodie, Margaux, Yasmina : merci pour tous ces moments passés ensemble, tous les rires, les pleurs, le soutien et l'amour que nous avons partagés. Vous avez rendu cette aventure académique encore plus mémorable pour moi.

Declaração de Honra

Código | IMP-EM-EI-111_01

Declaro, por minha honra, que o presente trabalho académico é original e foi elaborado por mim própria, não se tendo recorrido a quaisquer outras fontes, para além das indicadas, usadas, adotadas literalmente ou adaptados a partir dos seus originais (em fontes impressas, não impressas ou na internet) e encontram-se adequados, identificados e citados, com observância das convenções do trabalho académico em vigor.

Mais declaro que esta Trabalho de Projeto final (Enxertos ósseos na cirurgia pré-implantar) não foi apresentada, para efeitos de avaliação, a qualquer outra entidade ou instituição, para além da(s) diretamente envolvida(s) na sua elaboração, e que os conteúdos das versões impressa e eletrónica são inteiramente coincidentes.

Declaro, igualmente, encontrar-me ciente de que a inclusão, neste texto, de qualquer falsa declaração terá consequências legais.

Data: 09/06/2026

Declaração Conflito de Interesses (DCI)

Código | IMP-EM-EI-110_01

Eu Leina Benbetka, referente a Trabalho de Projeto final : Enxertos ósseos na cirurgia pré-implantar declaro que não possuo conflitos de interesse de ordem pessoal, comercial, académica, político ou financeiro.

Data: 09/06/2026

Declaração de Financiamento

Código | IMP-EM-EI-113_01

Eu Leina Benbetka, referente a Trabalho de Projeto final : Enxertos ósseos na cirurgia pré-implantar, declaro que o meu trabalho não se encontra financiado.

Declaração de Ética e Registo

Código | IMP-EM-EI-112_01

Eu Leina Benbetka, referente a Trabalho de Projeto final : Enxertos ósseos na cirurgia pré-implantar, declaro que a aprovação pela Comissão de Ética não se aplica ao presente trabalho.

Data: 09/06/2026

Declaração de Disponibilidade de Dados

Código | IMP-EM-EI-150

A presente Declaração de Disponibilidade de Dados reflete o compromisso do Instituto Universitário Egas Moniz em promover a transparência, a reprodutibilidade científica e o acesso aberto aos dados gerados no âmbito dos projetos a decorrer nesta IES, em conformidade com os princípios éticos e legais aplicáveis e com os princípios FAIR. Esta declaração estabelece as condições e as diretrizes para o acesso, o compartilhamento e a reutilização dos dados, garantindo que sejam utilizados de forma responsável e em benefício da comunidade científica e da sociedade.

A seguinte tabela apresenta diferentes opções de partilha de dados, incluindo exemplos de formatos e níveis de acessibilidade. Deverá selecionar a(s) opção(ões) que melhor se adequa(m) ao seu projeto, assegurando o cumprimento das diretrizes éticas e científicas aplicáveis.

Tabela 1: Exemplos de declarações de disponibilidade de dados. Onde aparece [nome do repositório, por exemplo, “pure”] deve ser preenchido

Disponibilidade de dados	Modelo de declaração de disponibilidade de dados	Política de partilha	Assinale com “x”
Dados disponíveis num repositório público que emite conjuntos de dados com DOIs	Os dados que apoiam as conclusões deste estudo estão disponíveis em [nome do repositório, por exemplo, “pure”] em http://doi.org/[doi] , número de referência [número de referência].	Partilha geral sem pedido	
Dados abertamente disponíveis num repositório público que não emite DOIs	Os dados que apoiam as conclusões deste estudo estão disponíveis em [nome do repositório] em [URL], número de referência [número de referência].	Partilha geral sem pedido	
Dados derivados de recursos do domínio público	Os dados que apoiam as conclusões deste estudo estão disponíveis em [nome do repositório] em [URL/DOI], número de referência [número de referência]. Estes dados foram obtidos a partir dos seguintes recursos disponíveis no domínio público: [listar recursos e URLs]	Partilha geral sem pedido	

Declaração de Disponibilidade de Dados

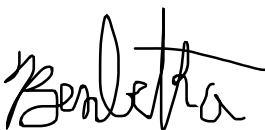
Código | IMP-EM-EI-150

Disponibilidade de dados	Modelo de declaração de disponibilidade de dados	Política de partilha	Assinale com "x"
Dados disponíveis no artigo ou nos seus materiais suplementares	Os autores confirmam que os dados que suportam as conclusões deste estudo estão disponíveis no artigo [e/ou] nos seus materiais suplementares.	Básico, partilhar a pedido	
Dados gerados numa instalação central de grande escala, disponíveis mediante pedido	Os dados em bruto foram gerados em [nome da instalação]. Os dados derivados que suportam as conclusões deste estudo estão disponíveis junto do autor correspondente [iniciais], mediante pedido.	Básico, partilhar a pedido	
Embargo dos dados devido a restrições comerciais	Os dados que suportam os resultados estarão disponíveis em [nome do repositório] em [URL / ligação DOI] após um embargo de [6 meses] a partir da data de publicação para permitir a comercialização dos resultados da investigação.	Básico, Partilhar a pedido	
Dados disponíveis a pedido devido a restrições de privacidade/éticas	Os dados que sustentam as conclusões deste estudo estão disponíveis mediante pedido ao autor correspondente, [iniciais]. Os dados não estão disponíveis ao público devido a [restrições, por exemplo, o facto de conterem informações que podem comprometer a privacidade dos participantes na investigação].	Básico, Partilhar a pedido	
Dados sujeitos a restrições de terceiros	Os dados que suportam as conclusões deste estudo estão disponíveis [junto de] [terceiros]. Aplicam-se restrições à disponibilidade destes dados, que foram utilizados sob licença para este estudo. Os dados estão disponíveis [através dos autores / no URL] com a permissão de [terceiros].	Básico, Partilhar a pedido	

Declaração de Disponibilidade de Dados

Código | IMP-EM-EI-150

Disponibilidade de dados	Modelo de declaração de disponibilidade de dados	Política de partilha	Assinale com "x"
Dados disponíveis a pedido dos autores	Os dados que suportam as conclusões deste estudo estão disponíveis junto do autor correspondente, LB, mediante pedido razoável.	Básico, Partilhar a pedido	X
Partilha de dados não aplicável - não foram gerados novos dados	A partilha de dados não é aplicável a este artigo, uma vez que não foram criados ou analisados novos dados neste estudo.	-	
Dados não digitais disponíveis	Os dados não digitais que suportam este estudo são conservados em [adicionar local].	Básicos	
Dados não disponíveis devido a restrições [éticas/legais/comerciais]	Devido à natureza da investigação, os dados de apoio [éticos/legais/comerciais] não estão disponíveis.	-	
Dados não disponíveis - consentimento do participante	Os participantes neste estudo não deram consentimento escrito para que os seus dados fossem partilhados publicamente, pelo que, devido à natureza sensível da investigação, os dados de apoio não estão disponíveis.	-	

O Orientando: 

Data: 09/06/2026

O Orientador: 

Data: 09/06/2026

O Coorientador (se aplicável): _____ Data: __ / __ / ____

RESUMO

A reabilitação oral com implantes dentários constitui uma opção previsível e eficaz para a restauração funcional e estética (Hu et al., 2025). Contudo, a perda óssea decorrente de extrações dentárias é frequente e pode comprometer a estabilidade e a posição adequada dos implantes, exigindo abordagens regenerativas para restaurar o volume e a qualidade do osso alveolar (Nourah, 2025). As técnicas de regeneração óssea pré-implantar são, portanto, fundamentais para garantir resultados clínicos satisfatórios e duradouros, permitindo a colocação de implantes em áreas previamente atroficas (Costa, Oliveira, & Santos, 2025).

A literatura recente demonstra que os enxertos autógenos, considerados o padrão biológico de referência, apresentam elevada capacidade osteogénica, enquanto os materiais aloplásticos e xenogénicos oferecem soluções eficazes com menor morbidade cirúrgica (Ma, Wu & Shao, 2021). As características específicas de cada tipo de enxerto, incluindo reabsorção, integração e disponibilidade, influenciam a sua seleção clínica.

Além disso, o uso de fatores biológicos, como o Plasma Rico em Fibrina (PRF), e de membranas reabsorvíveis, tem mostrado efeitos positivos na osteointegração e na cicatrização óssea (Taniguchi et al., 2025). As técnicas digitais e de impressão 3D permitem a concepção de enxertos personalizados, aumentando a precisão anatómica e a previsibilidade clínica, e promovendo uma abordagem mais segura e planeada para a cirurgia pré-implantar (Schöneegg, Rücker & Hämmerle, 2024).

Este estudo pretende analisar e comparar as principais técnicas e tipos de enxertos ósseos em cirurgia pré-implantar, integrando abordagens biológicas e digitais recentes, de modo a orientar a escolha clínica consoante o defeito e o perfil do paciente.

Palavras-chave: Enxertos ósseos; Cirurgia pré-implantar; Regeneração óssea guiada (ROG); Impressão 3D

ABSTRACT

Oral rehabilitation with dental implants constitutes a predictable and effective option for functional and aesthetic restoration (Hu et al., 2025). However, bone loss resulting from tooth extractions is common and may compromise the stability and proper positioning of implants, requiring regenerative approaches to restore the volume and quality of the alveolar bone (Nourah, 2025). Pre-implant bone regeneration techniques are therefore essential to ensure satisfactory and long-lasting clinical outcomes, allowing implant placement in previously atrophic areas (Costa, Oliveira, & Santos, 2025).

Recent literature shows that autogenous grafts, considered the biological gold standard, present high osteogenic potential, while alloplastic and xenogenic materials offer effective solutions with lower surgical morbidity (Ma, Wu & Shao, 2021). The specific characteristics of each graft type, including resorption, integration, and availability, influence their clinical selection.

Furthermore, the use of biological factors such as Platelet-Rich Fibrin (PRF) and resorbable membranes has shown positive effects on osseointegration and bone healing (Taniguchi et al., 2025). Digital and 3D printing techniques enable the design of customized grafts, increasing anatomical precision and clinical predictability, and promoting a safer and more carefully planned approach to pre-implant surgery (Schöneegg, Rücker & Hämmerle, 2024).

This study aims to analyze and compare the main techniques and types of bone grafts used in pre-implant surgery, integrating recent biological and digital approaches to guide clinical decision-making according to the defect and patient profile.

Keywords: Bone grafts; Pre-implant surgery; Guided bone regeneration (GBR); 3D printing

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
II. DESENVOLVIMENTO	15
1. O TECIDO ÓSSEO: BASES BIOLÓGICAS E FISIOPATOLÓGICAS	15
1.1. Fisiologia óssea.....	15
1.1.1. Estrutura e constituintes do tecido ósseo	15
1.1.2. Células ósseas	16
1.1.2.1. Osteoblastos	16
1.1.2.2. Células de revestimento ósseo : «bone lining cells»	17
1.1.2.3. Osteocitos	18
1.1.2.4. Osteoclastos	19
1.1.2.5. Matriz extracelular.....	19
1.2. Organização, remodelação e metabolismo ósseo	20
1.2.1. Osso alveolar	21
1.2.2. Nível macroscópico	22
1.2.2.1. Osso cortical	23
1.2.2.2. Osso trabecular.....	24
1.2.3. Nível microscópico.....	24
1.2.3.1. Tecido ósseo primário.....	25
1.2.3.1.1 Osso fibroso reticulado (Woven Bone).....	25
1.2.3.2. Tecido ósseo secundário.....	25
1.2.3.2.1. Osso lamelar	25
1.3. Conceitos de osteogênese, osteocondução, osteoindução e osseointegração.....	26
1.3.1. Osteogênese	26
1.3.2. Osteocondução.....	27
1.3.3. Osteoindução.....	28
1.3.4. Osseointegração.....	29
1.4. Critérios ósseos a considerar antes do tratamento implantológico	29
1.4.1. Avaliação da quantidade óssea	31
1.4.1.1. Altura óssea disponível	31
1.4.1.2. Largura da crista óssea disponível	32
1.4.1.3. Comprimento do espaço edêntulo	32
1.4.2. Classificação e caracterização dos defeitos ósseos	33
1.4.2.1. Classificação	33
1.4.2.2. Defeitos ósseos horizontais	34
1.4.2.3. Defeitos ósseos verticais	35
1.4.3. Avaliação da qualidade óssea e do potencial regenerativo.....	36
2. ENXERTOS ÓSSEOS NA IMPLANTOLOGIA: CLASSIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO BIOLÓGICA	38
2.1. Definição e classificação dos enxertos ósseos	38
2.1.1. Enxertos autógenos	38
2.1.2. Enxertos alogénicos	40
2.1.3. Enxertos xenogénicos	41
2.1.4. Substitutos ósseos aloplásticos.....	43
2.2. Comparação biológica e clínica entre diferentes tipos de enxerto	44
2.2.1. Propriedades osteogénicas, osteoindutivas e osteocondutoras.....	44
2.2.2. Taxa de sobrevivência dos implantes conforme o tipo de enxerto	45

2.2.3. Morbidade cirúrgica e complicações associadas	46
2.2.4. Reabsorção e estabilidade volumétrica	47
2.2.5. Aspectos económicos, éticos e logísticos na escolha do material	48
2.3. Aplicações clínicas de acordo com o tipo de reconstrução óssea	50
2.3.1. Enxertos de aposição e reconstruções horizontais	50
2.3.2. Enxertos de interposição e reconstruções verticais	51
2.3.3. Enxertos de preenchimento dos seios maxilares « sinus lift »	52
2.3.4. Preservação e regeneração alveolar pós-extração	54
2.4. Indicações e contraindicações gerais dos enxertos ósseos.....	56
2.4.1. Critérios anatómicos e cirúrgicos.....	56
2.4.2. Fatores sistémicos e condições do paciente	57
2.4.3. Complicações e limitações biológicas	58
3. TÉCNICAS CIRÚRGICAS E PROTOCOLOS DE RECONSTRUÇÃO ÓSSEA	59
3.1. Planeamento pré-operatório e avaliação tridimensional do defeito.....	59
3.2. Instrumentação e protocolos cirúrgicos.....	60
3.2.1. Enxertos em tempo único (colocação simultânea do implante)	61
3.2.2. Enxertos em dois tempos cirúrgicos (pré-implantares)	62
3.3. Cicatrização e integração dos enxertos	64
3.3.1. Vascularização, remodelação e substituição óssea	64
3.3.2. Fatores que influenciam a integração do enxerto.....	65
3.4. Complicações e gestão clínica	66
3.4.1. Complicações intraoperatórias	66
3.4.2. Complicações pós-operatórias precoces e tardias	67
4. TÉCNICAS COMPLEMENTARES E ABORDAGENS INOVADORAS EM REGENERAÇÃO ÓSSEA	68
4.1. Regeneração óssea guiada (ROG / GBR)	68
4.1.1. Princípios biológicos e fundamentos técnicos	68
4.1.2. Membranas reabsorvíveis e não reabsorvíveis	69
4.1.3. Indicações, vantagens e limitações	71
4.2. Adjuvantes biológicos e biomoléculas.....	73
4.2.1. Plasma rico em fibrina (PRF) e plasma rico em plaquetas (PRP).....	73
4.2.2. Fatores de crescimento e proteínas morfogenéticas ósseas	74
4.2.3. Aplicações de células estaminais e engenharia tecidual	76
4.3. Técnicas cirúrgicas alternativas e tecnologias emergentes	77
4.3.1. Distração osteogénica: princípios, indicações e resultados	78
4.3.2. Expansão da crista alveolar (“ridge splitting”).....	79
4.3.3. Enxertos personalizados e impressão 3D	80
4.3.4. Planeamento digital e integração com a cirurgia guiada	81
5. AVALIAÇÃO CLÍNICA E PERSPECTIVAS FUTURAS	83
5.1. Taxas de sobrevivência e sucesso dos implantes conforme a técnica utilizada.....	83
5.2. Análise comparativa de resultados funcionais e estéticos	84
5.3. Tendências atuais e futuras na cirurgia pré-implantar	85
III. CONCLUSÃO	89
IV. BIBLIOGRAFIA	91
ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. As origens e localizações das células ósseas. Adaptado de (Downey & Siegel, 2006)	16
Figura 2. Componentes anatômicos do dente, do osso alveolar de suporte e da sua interface. Adaptado de (Chu et al., 2014)	22
Figura 3. A Classificação de Cologne dos Defeitos da Crista Alveolar (CCARD) ² distingue entre atrofia ligeira (até 4 mm), moderada (4–8 mm) e significativa (superior a 8 mm) nos defeitos horizontais, verticais ou combinados da crista alveolar. Adaptado de (Nickenig et al., 2023).	36
Figura 4. Classificação da qualidade óssea de Lekholm & Zarb. Imagem adaptado de (Alghamdi, 2018)	37
Figura 5. Sequência cirúrgica de enxerto ósseo autógeno em bloco proveniente da sínfise mandibular. (A) Exposição da sínfise mandibular na área dadora. (B) Perfurações corticais na área dadora. (C) Corte do bloco de osso autógeno na sínfise mandibular. (D) Perfurações corticais na área recetora. (E) Posicionamento do enxerto ósseo autógeno no local recetor. (F) Fixação do enxerto por meio de parafusos de osteossíntese. Imagens cedidas por António Mano Azul.	40
Figura 6. Apresentação comercial dos produtos Straumann® para xenoenxerto e regeneração óssea guiada: XenoGraft, XenoFlex e Membrane Flex (Straumann, Suíça). Imagens cedidas por António Mano Azul.	43
Figura 7. Embalagem comercial do enxerto aloplástico de fosfato tricálcico (β -TCP) R.T.R. Cône (Septodont, França). Imagem cedidas por António Mano Azul.	44
Figura 8. Sequência cirúrgica de elevação do seio maxilar por via lateral. (A) Exposição da parede lateral do seio maxilar e delineamento da janela óssea. (B) Preparação dos leitos implantários após acesso ao interior do seio. (C) Colocação dos implantes na crista alveolar atrofica. (D) Preenchimento da cavidade sinusal com material de enxerto particulado. (E) Cobertura do defeito com membrana de colagénio	

reabsorvível. (F) Encerramento do retalho mucoperiostal com sutura.
Imagens cedidas por António Mano Azul54

Figura 9. Instrumentação utilizada para a colheita de osso autógeno através de quatro métodos cirúrgicos distintos: (1) moinho ósseo, (2) dispositivo de piezocirurgia, (3) poeira/pasta óssea e (4) raspador ósseo. Adaptado de (Miron, 2023).....61

Figura 10. Membrana não reabsorvível fixada com parafusos, utilizada numa elevação do seio maxilar. Imagens cedidas por António Mano Azul.71

Figura 11. Membrana reabsorvível em colagénio colocada numa regeneração óssea horizontal para aumento da largura da crista óssea. Imagens cedidas por António Mano Azul71

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Classificação da densidade óssea de Misch. Adaptada de (Gonçalves et al., 2013)

Tabela 2. Síntese prática dos principais tipos de enxerto ósseo na cirurgia pré-implantar. Adaptado de (Zhao et al., 2021 ; Ferraz, 2023 ; Nicolae et al., 2024 ; Sousa & Vera, 2024)

Tabela 3. Principais complicações intraoperatórias associadas aos enxertos ósseos pré-implantares. Adaptado de (Kim & Ku, 2020 ; Sanz-Sánchez et al., 2022 ; Buser et al., 2023)

Tabela 4. Complicações frequentes nos procedimentos de enxerto ósseo e princípios de prevenção e gestão. Adaptado de (Zhao et al., 2021; Marian et al., 2024; Lima-Sánchez et al., 2025; Ball et al., 2023)

LISTA DE ABREVIATURAS

β-TCP: Phosphate bêta-tricalcique

ATB : Osso dentário autógeno

BMU : Unidade multicelular básica

BMP : Proteínas morfogenéticas ósseas

BMD : Densidade mineral óssea

CBCT : Tomografia computadorizada de feixe cônico

DBBM : Mineral ósseo bovino desproteinizado

DBM : Matriz óssea desmineralizada

DDM : Matriz de dentina desmineralizada

DFDBA : Aloenxerto ósseo desmineralizado liofilizado

FGF : Fator de crescimento de fibroblastos

GBR/ROG : Regeneração óssea guiada

HA : Hidroxiapatite

HU : Unidades de Hounsfield

IGF : Fatores de crescimento semelhantes à insulina

M-CSF : Fator estimulador de colónias de macrófagos

OPG : Osteoprotegerina

PDGF : Fator de crescimento derivado das plaquetas

PRF : Plasma rico em fibrina

PRP : Plasma rico em plaquetas

RANK : Recetor ativador do fator nuclear κB

RANKL : Ligando do recetor ativador do fator nuclear κB

ROG : Regeneração óssea guiada

TCP : Fosfato tricálcico

TGF- β : Fator de crescimento transformador beta

UDDM : Matriz de dentina não desmineralizada

I. INTRODUÇÃO

A colocação de implantes dentários tornou-se um procedimento amplamente aceite na reabilitação oral, mas a sua previsibilidade depende diretamente da presença de um volume ósseo adequado. A reabsorção óssea após a extração dentária e outras condições patológicas podem comprometer esse volume, exigindo intervenções de aumento ou regeneração óssea para garantir um leito ideal para a osteointegração (Hu et al., 2025). A insuficiência óssea representa, assim, um dos principais desafios da implantologia contemporânea.

Paralelamente, a evolução dos materiais de enxerto tem ampliado as possibilidades terapêuticas. Os autoenxertos continuam a ser considerados o padrão-ouro, sobretudo pela sua capacidade osteogénica e pela elevada previsibilidade documentada em múltiplos estudos clínicos (Ma, Wu & Shao, 2021; Solyom et al., 2023).

No entanto, a morbilidade do local dador e a disponibilidade limitada de tecido ósseo motivaram o desenvolvimento e a utilização crescente de alternativas como aloenxertos, xenoenxertos e enxertos obtidos a partir de dentes autógenos. Ensaio clínicos recentes demonstraram que estes materiais podem alcançar resultados comparáveis na regeneração de defeitos alveolares, com menor desconforto para o paciente (Solyom et al., 2023).

A regeneração óssea guiada (ROG) consolidou-se como uma das técnicas mais versáteis na reconstrução pré-implantária, combinando membranas de barreira e biomateriais osteocondutores. Estudos recentes mostram que membranas sintéticas e biomateriais inovadores, como grânulos de apatite carbonatada, promovem uma regeneração previsível mesmo em defeitos mais exigentes (Taniguchi et al., 2025).

Adicionalmente, estratégias baseadas em fatores de crescimento e abordagens de engenharia tecidual têm demonstrado potencial para acelerar a neoformação óssea e melhorar a integração dos enxertos, como observado no uso de enxerto ósseo obtido por engenharia de tecidos (Alkindi et al., 2021; Xu et al., 2024).

Outra inovação relevante é o desenvolvimento de enxertos personalizados por impressão 3D, que permitem adaptar o biomaterial ao contorno exato do defeito ósseo. Esta abordagem tem mostrado resultados promissores, com melhor adaptação e estabilidade volumétrica, facilitando a regeneração em situações anatómicas complexas (Schöneegg et al., 2024).

Face a esta diversidade de materiais e técnicas, torna-se essencial compreender as suas vantagens, limitações e indicações específicas. Uma análise crítica das evidências disponíveis é necessária para orientar a escolha da abordagem mais adequada a cada tipo de defeito e condição clínica.

Este estudo pretende analisar e comparar as principais técnicas e tipos de enxertos ósseo em cirurgia pré-implantar, integrando abordagens biológicas e digitais recentes, de modo a orientar a escolha clínica consoante o defeito e o perfil do paciente.

Este trabalho consiste numa revisão narrativa da literatura científica recente, com enfoque na análise e comparação das técnicas de regeneração óssea pré-implantar. A abordagem adotada é qualitativa, permitindo sintetizar e discutir os resultados apresentados nos estudos selecionados, à luz dos conhecimentos atuais em implantologia. A revisão narrativa será realizada com base na pesquisa e consulta de artigos científicos publicados nas plataformas digitais PubMed, Trip Database, B-on e Google Scholar, entre 2018 e 2026.

II. DESENVOLVIMENTO

1. O TECIDO ÓSSEO: BASES BIOLÓGICAS E FISIOPATOLÓGICAS

1.1. Fisiologia óssea

O tecido ósseo é um tecido vivo em constante renovação, cuja estrutura e funções se baseiam no equilíbrio dinâmico entre formação e reabsorção. Essa remodelação contínua garante a solidez mecânica do osso, a adaptação às restrições funcionais e a homeostase mineral. Na implantologia, esta fisiologia desempenha um papel fundamental, pois a qualidade óssea, a sua vascularização e a sua capacidade de regeneração condicionam diretamente o sucesso dos enxertos e a osseointegração. Compreender estes mecanismos biológicos é essencial para antecipar a resposta tecidular, otimizar as escolhas terapêuticas e garantir a estabilidade a longo prazo dos implantes (Seban & Bonnaud, 2012).

1.1.1. Estrutura e constituintes do tecido ósseo

O osso é um tecido metabolicamente ativo, capaz de adaptar a sua estrutura aos estímulos mecânicos e de reparar danos através do processo de remodelação. O osso dos mamíferos possui quatro camadas: periosteal, endocortical, trabecular e Haversiano (ou intracortical). Nestas diferentes camadas ocorrem processos de reabsorção e formação óssea, regulados pelos osteoclastos e osteoblastos, respetivamente. O tecido formado pelas células osteoblásticas é mantido pelos osteócitos e pelas « bone-lining cells » (Weatherholt et al., 2012 ; Osterhoff et al., 2016).

A remodelação óssea é necessária para a consolidação de fraturas, para a adaptação esquelética à utilização mecânica e para a homeostase do cálcio. Um desequilíbrio entre a reabsorção e a formação óssea pode conduzir a várias doenças. Por exemplo, uma reabsorção excessiva por parte dos osteoclastos sem formação óssea correspondente pelos osteoblastos contribui para a perda óssea e para a osteoporose, enquanto o processo inverso pode causar osteopetrose (Florencio-Silva et al., 2015).

1.1.2. Células ósseas

As quatro células do osso são: os osteoblastos, os osteócitos, os osteoclastos e as células de revestimento ósseo. A sua diferenciação baseia-se na sua origem: os osteoblastos, os osteócitos e as células de revestimento ósseo derivam de células estaminais mesenquimatosas (CMM), conhecidas como células osteoprogenitoras, enquanto os osteoclastos derivam de células estaminais hematopoiéticas. A localização destas células também varia: os osteoblastos, os osteoclastos e as células de revestimento ósseo encontram-se à superfície do osso, enquanto os osteócitos se localizam no interior do osso (Downey & Siegel, 2006).

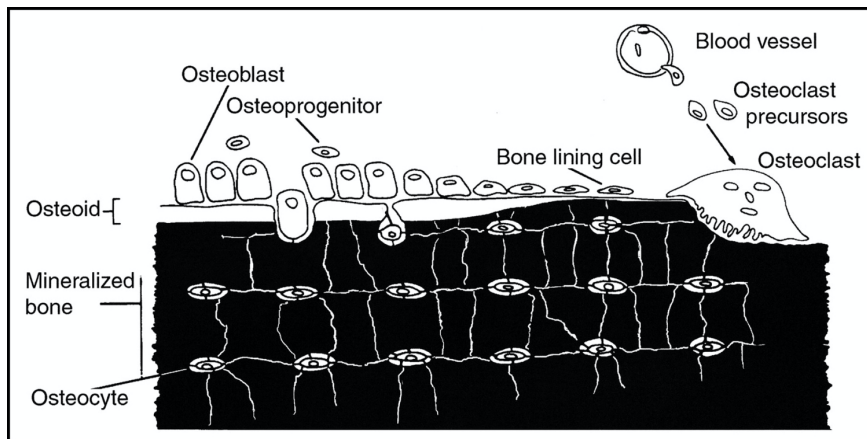


Figura 1. As origens e localizações das células ósseas. Adaptado de (Downey & Siegel, 2006)

1.1.2.1. Osteoblastos

Os osteoblastos são células cubóides que revestem a superfície do osso e representam cerca de 4–6% das células residentes. A sua principal função é a formação óssea através da produção e secreção da matriz orgânica não mineralizada: o osteoide. Do ponto de vista morfológico, os osteoblastos ativos apresentam características típicas de células altamente envolvidas na síntese proteica, incluindo um retículo endoplasmático rugoso abundante, um aparelho de Golgi bem desenvolvido e numerosas vesículas de secreção. Sendo células

polarizadas, depositam o osteoide em direção à matriz óssea, contribuindo assim para o crescimento e remodelação do tecido ósseo (Florencio-Silva et al., 2015; Downey & Siegel, 2006).

Os osteoblastos derivam de células estaminais mesenquimatosas localizadas, nomeadamente, na medula óssea, no periósteo e no endósteo. A sua diferenciação baseia-se na ativação sequencial de vias de sinalização específicas, como as vias BMP e Wnt, bem como na expressão de fatores de transcrição-chave, incluindo Runx2, Dlx5 e osterix. O Runx2 desempenha um papel central no compromisso osteoblástico e na regulação de genes envolvidos na formação óssea. Ao longo do seu ciclo de vida, os osteoblastos podem manter-se ativos, ser incorporados na matriz tornando-se osteócitos, ou diferenciar-se em células de revestimento ósseo quiescentes. Estas últimas revestem as superfícies ósseas em repouso e poderão intervir na regulação da remodelação óssea, nomeadamente preparando a superfície óssea para a reabsorção ou funcionando como reservatório celular para novos osteoblastos (Florencio-Silva et al., 2015; Downey & Siegel, 2006).

1.1.2.2. Células de revestimento ósseo : «bone lining cells»

As células de revestimento ósseo («bone lining cells») são células finas e alongadas que recobrem a maior parte das superfícies ósseas do esqueleto maduro, em áreas onde não ocorre formação nem reabsorção óssea ativa. Derivam de osteoblastos quiescentes e são por vezes designadas como «osteoblastos em repouso» ou «osteócitos de superfície». Do ponto de vista morfológico, apresentam um núcleo achatado e um citoplasma pouco abundante, contendo poucos organelos, o que reflete uma baixa atividade metabólica quando comparadas com os osteoblastos ativos. Junções comunicantes e prolongamentos citoplasmáticos asseguram a sua ligação entre si e com os osteócitos, sugerindo um papel na comunicação celular no seio do tecido ósseo (Florencio-Silva et al., 2015; Downey & Siegel, 2006).

Embora as suas funções exatas ainda não estejam totalmente esclarecidas, as células de revestimento ósseo parecem desempenhar um papel fundamental na regulação da remodelação óssea. Foi sugerido que, em resposta a determinados estímulos hormonais, nomeadamente à paratormona, participam na preparação

da superfície óssea ao facilitar a remoção do osteóide antes da ação dos osteoclastos. Poderão também atuar como um reservatório de células precursoras osteoblásticas, intervir na regulação do crescimento cristalino ou funcionar como uma barreira protetora entre a matriz óssea e o meio extracelular. Além disso, a sua capacidade de produzir mediadores como a osteoprotegerina (OPG) e o ligando do recetor RANK (RANKL) evidencia o seu envolvimento na diferenciação osteoclástica e a sua participação na unidade multicelular básica (BMU), uma estrutura essencial do ciclo de remodelação óssea (Florencio-Silva et al., 2015).

1.1.2.3. Osteocitos

Os osteócitos constituem a população celular maioritária do tecido ósseo, representando cerca de 90 a 95% do total das células ósseas, e distinguem-se pela sua grande longevidade, podendo atingir várias décadas. Durante muito tempo considerados células passivas devido às dificuldades técnicas associadas ao seu isolamento e estudo, os osteócitos viram o seu papel profundamente reavaliado graças aos avanços metodológicos recentes. A identificação de marcadores específicos, o desenvolvimento de modelos experimentais adequados e novas técnicas de cultura celular permitiram demonstrar o seu papel central na regulação da fisiologia óssea (Florencio-Silva et al., 2015).

Encaixados na matriz óssea mineralizada, no interior de lacunas, os osteócitos apresentam uma morfologia dendrítica característica, com longos prolongamentos citoplasmáticos que se estendem pelos canálculos, assegurando uma extensa rede de comunicação intercelular. A sua morfologia varia consoante o tipo de osso, sendo os osteócitos do osso trabecular geralmente mais arredondados do que os do osso cortical, que apresentam uma forma mais alongada. Resultantes da diferenciação dos osteoblastos, os osteócitos atravessam vários estádios de maturação antes de atingirem a sua forma adulta. Pela sua posição estratégica e capacidades de sinalização, desempenham um papel fundamental na deteção das cargas mecânicas, na coordenação da remodelação óssea e na regulação da homeostase mineral (Florencio-Silva et al., 2015).

1.1.2.4. Osteoclastos

Os osteoclastos são células gigantes multinucleadas, resultantes da diferenciação terminal de células mononucleadas da linhagem das células estaminais hematopoiéticas. A sua diferenciação e ativação dependem de vários fatores, entre os quais o macrophage colony-stimulating factor (M-CSF), secretado pelas células mesenquimatosas osteoprogenitoras e pelos osteoblastos, bem como o ligando do recetor RANK (RANKL), produzido pelos osteoblastos, osteócitos e células estromais. A ação conjunta destes fatores induz a ativação de fatores de transcrição específicos e a expressão de genes envolvidos na função osteoclástica. Os osteoclastos são responsáveis pela reabsorção óssea tanto em condições fisiológicas como patológicas, nomeadamente em processos de perda óssea, como a osteoporose (Florencio-Silva et al., 2015; Downey & Siegel, 2006).

Os osteoclastos distinguem-se pelo seu grande tamanho e pela sua mobilidade ao longo das superfícies ósseas, o que explica a variabilidade do seu aspeto. Contêm geralmente entre três e vinte núcleos de forma ovóide, agrupados no centro da célula. O seu citoplasma apresenta pouco retículo endoplasmático rugoso, refletindo uma atividade limitada de síntese proteica, mas é particularmente rico em mitocôndrias, o que indica uma elevada exigência energética. Numerosas vacúolas lisossomais conferem ao citoplasma um aspeto espumoso característico. A membrana plasmática dos osteoclastos ativos apresenta uma borda em escova, ou ruffled border, constituída por pregas profundas que aumentam consideravelmente a superfície de troca e permitem uma interação estreita com a matriz óssea durante a reabsorção (Downey & Siegel, 2006).

1.1.2.5. Matriz extracelular

O tecido ósseo é constituído por uma matriz orgânica e por um compartimento mineral intimamente associados. A matriz orgânica é composta maioritariamente por proteínas colagénicas, sendo o colagénio do tipo I responsável por cerca de 90%, bem como por numerosas proteínas não colagénicas, tais como a osteocalcina, a osteonectina, a osteopontina, a fibronectina, a sialoproteína

óssea II, as proteínas morfogenéticas ósseas (BMP) e diversos fatores de crescimento. Inclui ainda proteoglicanos ricos em leucina, nomeadamente a decorina, o biglicano, a lumicana e a osteoadherina, que participam na organização e funcionalidade da matriz extracelular óssea (Florencio-Silva et al., 2015).

A fase mineral é constituída principalmente por iões cálcio e fosfato, que se associam para formar cristais de hidroxiapatite, com a fórmula $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, mas contém igualmente outros iões, como o carbonato, o magnésio, o sódio, o potássio, o zinco ou o estrôncio. A interação estreita entre os cristais de hidroxiapatite, o colagénio e as proteínas não colagénicas confere ao osso as suas propriedades mecânicas características, nomeadamente a rigidez e a resistência. Para além do seu papel estrutural, a matriz óssea constitui um reservatório dinâmico de moléculas capazes de influenciar a atividade das células ósseas e de participar ativamente na remodelação óssea. Variações qualitativas e quantitativas das proteínas da matriz, associadas à idade, ao estado nutricional, a patologias ou a tratamentos antiosteoporóticos, podem alterar as propriedades mecânicas do osso e contribuir para a ocorrência de fraturas, independentemente da simples perda de massa óssea. Algumas modificações da matriz, como o aumento da síntese de ácido hialurónico induzido pela paratormona, têm sido associadas, em particular, a um aumento da atividade osteoclástica e da reabsorção óssea (Florencio-Silva et al., 2015).

1.2. Organização, remodelação e metabolismo ósseo

O esqueleto desempenha numerosas funções essenciais, tanto mecânicas como biológicas. Do ponto de vista mecânico, constitui a armação estrutural do corpo humano, permitindo a manutenção da postura, a locomoção e o movimento através da transmissão e distribuição das forças. Fornece igualmente pontos de ancoragem aos músculos esqueléticos, permitindo-lhes atuar como alavancas na produção do movimento, ao mesmo tempo que assegura a proteção de órgãos vitais como o cérebro, a medula espinal e os órgãos internos.

Do ponto de vista não mecânico, o tecido ósseo desempenha um papel central na homeostase mineral, funcionando como reservatório de cálcio e fósforo, participando na regulação do equilíbrio ácido-base, no suporte da hematopoiese

e na sequestração de determinados elementos potencialmente tóxicos. Para assegurar simultaneamente estas funções, o osso apresenta propriedades estruturais, morfológicas e mecânicas únicas, caracterizadas por uma organização hierárquica dinâmica, elevada atividade metabólica e uma capacidade constante de adaptação ao seu ambiente. Altamente vascularizado, o tecido ósseo beneficia de um aporte contínuo de oxigénio e nutrientes, indispensável aos processos de modelação e remodelação óssea, que permitem ajustar permanentemente a sua arquitetura e propriedades materiais em resposta às solicitações mecânicas, de modo a preservar ou aumentar a sua resistência funcional (Hart et al., 2020).

1.2.1. Osso alveolar

O osso alveolar é uma parte do osso maxilar e mandibular que forma e suporta o alvéolo dentário. Trata-se de um tecido ósseo único, cuja existência depende do desenvolvimento, da erupção e da manutenção dos dentes (Jakovljevic et al., 2023). O osso alveolar modifica-se progressivamente durante a erupção dentária e o estabelecimento da oclusão funcional, de modo a adaptar-se às cargas oclusais e às forças associadas à mastigação. Ao longo da vida, os dentes continuam a sofrer erupção e migração nas direcções oclusal e mesial para compensar o desgaste dentário, fenómeno considerado um mecanismo adaptativo de origem evolutiva (Jonasson et al., 2018).

Na sua estrutura, o osso alveolar é constituído por uma cortical externa vestibular e lingual/palatina, por uma cortical interna que forma a parede do alvéolo « alveolar bone proper » e por um osso esponjoso trabecular interposto, organizado segundo as linhas de força mastigatórias. O « alveolar bone proper », também designado « bundle bone », « cribriform plate » ou « lamina dura », corresponde a uma fina camada de osso compacto que reveste o alvéolo dentário, perfurada por numerosos canais vasculonervosos e que recebe a inserção das fibras de Sharpey provenientes do ligamento periodontal. Esta lâmina óssea funde-se frequentemente com a cortical externa ao nível das faces vestibulares anteriores, o que explica a predominância de um osso cortical muito fino nessas regiões e a sua particular susceptibilidade à reabsorção pós-extracção (Ulm et al., 2021).

O osso alveolar apresenta uma composição globalmente semelhante à dos restantes ossos do esqueleto, distinguindo-se, contudo, por uma actividade metabólica particularmente elevada. É constituído por uma matriz mineral maioritariamente composta por cristais de hidroxiapatite, que conferem ao tecido ósseo a sua rigidez e resistência mecânica, bem como por uma matriz orgânica dominada pelo colagénio do tipo I. Esta matriz orgânica contém igualmente proteínas não colagénicas, tais como a osteocalcina, a osteopontina e a sialoproteína óssea, envolvidas na regulação da mineralização e nas interacções célula–matriz. O osso alveolar alberga as principais populações celulares cuja actividade coordenada assegura uma remodelação contínua do tecido em resposta às exigências funcionais e aos estímulos mecânicos transmitidos pelo ligamento periodontal (Murshed, 2018; Jonasson et al., 2018). Esta organização confere ao osso alveolar uma capacidade de adaptação rápida às variações mecânicas e biológicas do ambiente dentário.

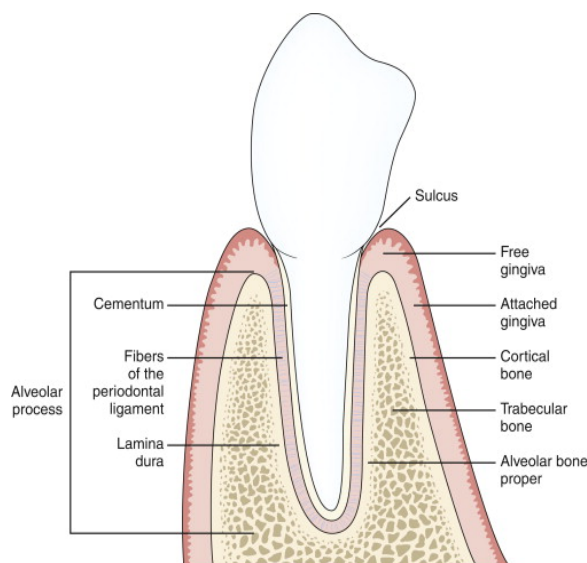


Figura 2. Componentes anatómicos do dente, do osso alveolar de suporte e da sua interface. Adaptado de (Chu et al., 2014)

1.2.2. Nível macroscópico

O tecido ósseo subdivide-se em osso cortical (compacto) e osso trabecular (esponjoso), dois compartimentos estruturalmente distintos, mas estreitamente

complementares na função mecânica do esqueleto. O osso cortical constitui a envolvente periférica densa, organizada em lamelas concêntricas que formam os osteões, o que lhe confere elevada rigidez e grande resistência às forças de flexão, torção e compressão. Em contraste, o osso trabecular apresenta-se sob a forma de uma rede tridimensional de trabéculas e placas interligadas, cuja disposição e orientação seguem as principais trajectórias das tensões mecânicas, permitindo uma distribuição eficaz das cargas, ao mesmo tempo que maximiza a superfície disponível para as trocas metabólicas. A associação destes dois tipos de osso ilustra a arquitectura hierárquica do tecido esquelético: a camada cortical assegura a solidez e a protecção externas, enquanto o compartimento trabecular, mais poroso e metabolicamente activo, desempenha um papel central no remodelamento e na adaptação funcional às solicitações mecânicas quotidianas (Osterhoff et al., 2016).

1.2.2.1. Osso cortical

O osso cortical, ou osso compacto, constitui a camada superficial densa de todas as peças ósseas e forma, em particular, a espessa cortical diafisária dos ossos longos do esqueleto apendicular. Envolve o osso trabecular subjacente, variando a espessura relativa destes dois compartimentos de acordo com a localização e a função de cada osso. Nos ossos longos, o osso cortical organiza-se de forma cilíndrica entre duas interfaces principais: o perióstio, uma bainha fibrosa externa rica em células osteogénicas, e o endóstio, uma fina membrana interna que reveste a cavidade medular e se encontra em continuidade com a medula amarela (Hart et al., 2020; Osterhoff et al., 2016).

Microestruturalmente, é constituído por unidades lamelares concêntricas, os osteões, delimitadas por uma linha cimentante e atravessadas por uma rede de canais de Havers e de Volkmann, bem como por canalículos, que asseguram a vascularização e a comunicação entre os osteócitos. Esta arquitectura lamelar, na qual a matriz colagénica e mineralizada se orienta preferencialmente segundo a direcção das solicitações mecânicas habituais, confere ao osso cortical elevada rigidez e uma resistência acrescida às forças de flexão, de torção e aos impactos. Assim, para um volume equivalente, apresenta uma capacidade de carga aproximadamente 25 % superior à do osso trabecular, mantendo

simultaneamente a capacidade de remodelação graças à actividade coordenada dos osteoclastos, osteoblastos e osteócitos presentes ao nível periosteal e endosteal (Hart et al., 2020).

1.2.2.2. Osso trabecular

O osso trabecular, ou osso esponjoso, localiza-se sob a cortical e predomina nas estruturas esqueléticas sujeitas a carga, em particular nas epífises e metáfises dos ossos longos, nas vértebras, bem como nos pequenos ossos das mãos e dos pés (Hart et al., 2020; Osterhoff et al., 2016). Apresenta-se sob a forma de uma rede tridimensional de travéculas e placas ósseas interligadas, delimitando numerosos espaços medulares ocupados por medula vermelha, da qual recebe a sua vascularização por difusão, uma vez que as próprias travéculas são desprovidas de vasos sanguíneos (Hart et al., 2020).

O osso trabecular encontra-se sistematicamente envolvido por uma camada de osso cortical, cuja espessura e resistência variam consoante a região anatómica, sendo o rácio cortical/osso esponjoso mais elevado ao nível das diáfises dos ossos longos do que nas metáfises ou nas vértebras (Osterhoff et al., 2016). Do ponto de vista arquitectónico, a disposição em treliça das travéculas segue as principais linhas de tensão mecânica, optimizando a distribuição das cargas e permitindo o armazenamento de uma quantidade significativa de energia antes da ruptura, o que torna este compartimento particularmente adequado para tolerar forças mecânicas repetidas de baixa intensidade (Hart et al., 2020).

1.2.3. Nível microscópico

Ao nível microscópico, tanto o osso trabecular como o osso cortical podem apresentar-se sob duas formas principais: o osso fasciculado « woven bone » e o osso lamelar « lamellar bone » (Weatherholt et al., 2012).

1.2.3.1. Tecido ósseo primário

1.2.3.1.1 Osso fibroso reticulado (Woven Bone)

O osso fasciculado, ou « woven bone », corresponde a uma forma imatura e provisória de tecido ósseo, caracterizada por uma organização desordenada das fibras de colagénio, elevada celularidade e densidade relativamente baixa (Hart et al., 2020; Toppets et al., 2004; Weatherholt et al., 2012). Esta trama colagénica anárquica resulta da elevada velocidade de formação, que não permite uma deposição ordenada das fibrilas, conferindo ao osso maior flexibilidade, mas menor rigidez e resistência mecânica (Hart et al., 2020; Weatherholt et al., 2012).

O osso fasciculado constitui o tecido ósseo predominante durante o desenvolvimento, formando a maior parte do esqueleto à nascença, antes de ser progressivamente substituído por osso lamelar ao longo do crescimento e da maturação esquelética (Hart et al., 2020).

No adulto, surge apenas em situações particulares, nomeadamente durante a reparação de fracturas, em determinados contextos de sobrecarga estrutural significativa ou em patologias como a doença de Paget e os osteossarcomas, nos quais representa uma resposta rápida, protectora e reparadora a uma alteração importante da arquitectura óssea (Hart et al., 2020; Toppets et al., 2004; Weatherholt et al., 2012).

1.2.3.2. Tecido ósseo secundário

1.2.3.2.1. Osso lamelar

O osso lamelar, ou osso maduro, caracteriza-se por uma organização altamente estruturada das fibras de colagénio em lamelas finas paralelas ou concêntricas, conferindo ao tecido elevada rigidez e grande resistência mecânica (Toppets et al., 2004; Hart et al., 2020). No interior de uma mesma lamela, as fibras colagénicas dispõem-se paralelamente entre si, mas a sua orientação varia de uma lamela para outra, frequentemente com ângulos próximos dos 90°, criando uma arquitectura alternada particularmente eficaz na resistência às solicitações mecânicas, sobretudo às forças de torção (Toppets et al., 2004; Hart et al., 2020).

No osso cortical, estas lamelas organizam-se em osteões, ou unidades estruturais ósseas, constituídas por um canal central rodeado por lamelas concêntricas, delimitadas por uma linha cimentante e atravessadas por redes de lacunas e canálculos que asseguram a viabilidade e a comunicação dos osteócitos (Weatherholt et al., 2012). No osso trabecular, as lamelas formam “pacotes” dispostos em pilha, separados por linhas cimentantes e organizados de modo a seguir as linhas de força no interior das trabéculas (Weatherholt et al., 2012). O conjunto dos sistemas lamelares associa lamelas fibrilares, ricas em colagénio e fortemente mineralizadas, com aspecto birrefringente, a lamelas cimentantes, mais ricas em substância intersticial e de aspecto isotrópico, cuja alternância contribui para o aspecto estratificado do tecido (Toppets et al., 2004). Resultante do remodelamento progressivo do osso fasciculado, o osso lamelar apresenta maior densidade e melhor organização, tornando-se mais resistente e mais bem adaptado às cargas funcionais prolongadas do que o osso woven, que acaba por substituir (Hart et al., 2020).

1.3. Conceitos de osteogénese, osteocondução, osteoindução e osseointegração

1.3.1. Osteogénese

A osteogénese corresponde ao processo de formação de novo osso a partir de células de origem mesenquimatosa que se diferenciam em osteoblastos e, posteriormente, em osteócitos, quer a partir de células do hospedeiro, quer de células provenientes de um enxerto (Nicolae et al., 2024). Do ponto de vista do desenvolvimento, distinguem-se dois modos principais de formação óssea: a ossificação intramembranosa, na qual o tecido mesenquimatoso é directamente convertido em osso, predominante nos ossos da abóbada craniana e em determinadas regiões faciais, e a ossificação endocondral, que envolve um modelo cartilaginoso intermédio posteriormente substituído por osso neoformado pelos osteoblastos, mecanismo responsável pela formação da maioria dos restantes ossos do esqueleto (Klar, 2018).

Este processo depende de um ambiente adequadamente vascularizado e da presença de múltiplos factores de crescimento, tais como os IGF, FGF, TGF- β e

o PDGF, cuja acção mitogénica e angiogénica condiciona a condução, a formação e o remodelamento do osso recém-formado (Albrektsson & Johansson, 2001). Inserida no ciclo de remodelação óssea, a formação de osso encontra-se intimamente acoplada às fases de reabsorção e de neoformação, sob a influência coordenada de sinais locais (factores de crescimento, citocinas) e sistémicos, assegurando simultaneamente a reparação de microlesões, a adaptação mecânica e a manutenção da homeostasia mineral ao longo da vida (Siddiqui & Partridge, 2016).

1.3.2. Osteocondução

A osteocondução designa a capacidade de um material ou de uma superfície servir de suporte ao crescimento ósseo, permitindo a migração de vasos sanguíneos e de células osteoprogenitoras, bem como o depósito de novo osso ao longo da sua interface. Historicamente, o termo descrevia o papel de um enxerto ósseo como andaime para a invasão vascular e celular « creeping substitution », tendo sido posteriormente alargado aos biomateriais, nos quais corresponde ao crescimento aparente do osso em contacto e ao longo da superfície de um implante (Albrektsson & Johansson, 2001; Nakamura, 2008).

Neste contexto, o osso neoformado resulta da actividade de células já diferenciadas (pré-osteoblastos, osteoblastos) ou de células mesenquimatosas recrutadas e diferenciadas previamente por osteoindução, pelo que, na prática, a osteocondução depende largamente de uma fase prévia de osteoindução (Albrektsson & Johansson, 2001). Nem todos os materiais são osteocondutores: alguns metais, como o cobre ou a prata, não permitem a condução óssea, enquanto outros biomateriais, mesmo apresentando limitações de biocompatibilidade (aço inoxidável) ou sendo quase bioinertes (titânio comercialmente puro), podem suportar um crescimento ósseo variável em função da sua composição e do estado da sua superfície (Albrektsson & Johansson, 2001; Nakamura, 2008). Actualmente, numerosos materiais são considerados osteocondutores, entre os quais aloenxertos ósseos, colagénio purificado, biovidros, cerâmicas de fosfatos de cálcio, vitrocerâmicas do tipo A-W, titânio quimicamente modificado para obtenção de uma camada de titanato bioactivo, e a optimização da sua micro- e nanotopografia visa melhorar a

estabilidade a longo prazo dos implantes ortopédicos e dentários, promovendo uma osteocondução rápida e extensa (Nakamura, 2008).

1.3.3. Osteoindução

A osteoindução designa um processo biológico pelo qual células mesenquimatosas imaturas, indiferenciadas e pluripotentes são estimuladas a comprometer-se com a linhagem osteoblástica e a tornarem-se células formadoras de osso, em oposição à osteocondução, que apenas fornece um suporte à formação óssea (Albrektsson & Johansson, 2001; Nakamura, 2008). Historicamente, este conceito foi introduzido por Urist com base nos estudos sobre a matriz óssea desmineralizada (DBM) e as proteínas morfogenéticas ósseas (BMP), identificadas como agentes indutores capazes de desencadear a formação de osso heterotópico em locais não ósseos, como o músculo ou a câmara anterior do olho (Urist, 1965; Urist & Strates, 1971, citados por Albrektsson & Johansson, 2001).

Ao nível celular, a osteoindução corresponde ao recrutamento de células mesenquimatosas que, sob a acção de sinais bioquímicos locais, se diferenciam em osteoprogenitores e posteriormente em pré-osteoblastos e osteoblastos, constituindo um mecanismo central da reparação de fracturas e da integração dos implantes, sendo a contribuição dos osteoblastos pré-existentes limitada na formação do osso neoformado (Albrektsson & Johansson, 2001). As BMP, membros da família do TGF- β , constituem actualmente os principais agentes osteoindutores identificados, libertados nomeadamente durante o trauma ósseo e o remodelamento, embora se reconheça que estímulos físicos, como determinadas cargas mecânicas ou sinais eléctricos, possam modular indirectamente a resposta indutiva (Albrektsson & Johansson, 2001). Por fim, alguns biomateriais puramente osteocondutores podem adquirir carácter osteoindutor quando apresentam uma arquitectura porosa específica, capaz de induzir, mesmo em tecidos moles, a diferenciação local de células mesenquimatosas em células osteogénicas sem adição exógena de células ou de BMP, ilustrando o continuum funcional entre osteocondução e osteoindução no domínio dos implantes e dos substitutos ósseos (Nakamura, 2008).

1.3.4. Osseointegração

A osseointegração designa o estabelecimento de uma ancoragem íntima, directa e duradoura entre o osso vivo e a superfície de um implante, sem interposição de tecido fibroso, de modo que não exista movimento relativo progressivo entre o implante e o osso sob carga (Albrektsson & Johansson, 2001; Guglielmotti et al., 2019). Na sua definição histórica, trata-se de uma ligação simultaneamente estrutural e funcional entre um osso organizado e a superfície de um implante portador, inicialmente em titânio, observação resultante dos trabalhos de Brånemark sobre a microcirculação óssea, nos quais câmaras de titânio se revelaram “fundir-se” com o osso ao ponto de não poderem ser separadas sem provocar fractura (Guglielmotti et al., 2019).

A osseointegração não constitui, contudo, um fenómeno isolado: depende das etapas prévias de osteoindução e de osteocondução, pelo que um material demasiado tóxico para permitir a condução óssea não poderá osseointegrar-se. Por outro lado, a qualidade da superfície (química, rugosidade, revestimentos como a hidroxiapatite ou óxidos espessados) e as condições mecânicas (preparação do leito implantar, estabilidade primária, limitação dos micromovimentos) condicionam o estabelecimento e a manutenção desta ancoragem (Albrektsson & Johansson, 2001). Na prática, os implantes designados como osseointegrados não atingem 100 % de contacto osso–implante, apresentando, em estudos histológicos, taxas médias de contacto entre 60 e 80 %, com uma densidade óssea interfacial comparável à do osso circundante. Tal é suficiente para assegurar uma estabilidade funcional a longo prazo na implantologia oral e craniofacial, constituindo actualmente um objectivo central também em ortopedia, nomeadamente nos implantes aparafusados e em determinadas artroplastias (Albrektsson & Johansson, 2001; Guglielmotti et al., 2019).

1.4. Critérios ósseos a considerar antes do tratamento implantológico

O sucesso de um implante dentário assenta em vários parâmetros intimamente relacionados com o estado do tecido ósseo. Entre estes incluem-se uma

interface estreita entre o implante e o osso, uma preparação cirúrgica não traumática e uma estabilidade adequada durante o período de cicatrização, condições todas elas influenciadas pela densidade óssea do local operatório. A qualidade do osso, em particular o seu grau de mineralização, constitui um fator determinante da taxa de sobrevivência implantar; os implantes colocados na mandíbula apresentam, de modo geral, melhores resultados do que os do maxilar, onde o osso é frequentemente menos denso. A análise do volume ósseo residual através da tomografia volumétrica de feixe cônico (CBCT) constitui atualmente o método de imagiologia de eleição para avaliar a quantidade e a qualidade óssea. Os softwares de CBCT permitem estimar a densidade a partir das unidades de Hounsfield (HU), cujo valor varia de -1000 para o ar até aproximadamente 3000 para tecidos altamente mineralizados, como o esmalte (Ali et al., 2024).

Numerosos estudos demonstraram que os parâmetros ósseos, principalmente a densidade, a espessura cortical e a largura da crista, exercem uma influência decisiva na estabilidade primária e na precisão do posicionamento implantar em cirurgia guiada. Uma densidade elevada otimiza a ancoragem mecânica inicial e favorece a osteointegração. A cortical óssea, ao assegurar a transmissão e dissipação das cargas, desempenha um papel fundamental na estabilidade do implante; a sua espessura, particularmente acentuada na região posterior da mandíbula, constitui um fator de suporte mecânico relevante. Quanto à largura óssea, uma crista demasiado fina, sobretudo no sentido buco-lingual, pode comprometer a exatidão do posicionamento implantar em procedimentos assistidos por computador.

Após a perda dentária, o osso alveolar é submetido a uma reabsorção progressiva que conduz à diminuição do seu volume nos planos horizontal e vertical. Esta reconfiguração óssea pode originar depressões localizadas nas vertentes vestibular ou lingual, alterando a morfologia da crista e influenciando as condições de colocação implantar. Determinadas tipologias de cristas residuais estão, assim, associadas a um risco cirúrgico acrescido e a uma menor precisão no guiamento operatório. Consequentemente, a densidade, a morfologia, a espessura cortical e a largura do sítio ósseo devem ser analisadas de forma conjunta, uma vez que constituem os principais critérios determinantes

da estabilidade primária e do sucesso a longo prazo de um implante (Gong et al., 2024).

1.4.1. Avaliação da quantidade óssea

A avaliação da quantidade óssea na área edêntula é um passo fundamental no pré-colocação de implantes, uma vez que a altura, a largura da crista e o comprimento do edentamento condicionam diretamente o número, o diâmetro, o comprimento e a posição dos implantes, bem como a necessidade de procedimentos de regeneração óssea (Misch, 2012).

1.4.1.1. Altura óssea disponível

A altura óssea disponível corresponde à distância entre a crista edêntula e as estruturas anatómicas adjacentes, como o pavimento do seio maxilar ou o canal do nervo alveolar inferior, constituindo um parâmetro fundamental na escolha do comprimento dos implantes (Misch, 2012). Quando esta altura se encontra significativamente reduzida, a abordagem clássica consiste em recorrer a técnicas de aumento vertical; contudo, estas são tecnicamente exigentes e associam-se a uma morbilidade não negligenciável. Dados recentes indicam que é atualmente possível optar por implantes curtos como forma de evitar ou limitar procedimentos de reconstrução, desde que seja realizada uma planificação protética rigorosa (Frantzopoulos et al., 2025).

A tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) é atualmente considerada o método de eleição para a avaliação tridimensional da altura óssea e da relação com marcos anatómicos críticos, permitindo medições rigorosas da distância entre a crista e as estruturas adjacentes (Vyas et al., 2023). Estudos recentes reforçam que a análise da altura óssea em CBCT é essencial no planeamento de implantes imediatos, sobretudo na região anterior do maxilar, onde a posição tridimensional do implante depende da disponibilidade óssea apical e da proximidade das raízes dos dentes adjacentes (Vyas et al., 2023).

1.4.1.2. Largura da crista óssea disponível

A largura da crista óssea mede-se no sentido vestibulo-lingual ou vestibulo-palatino, a partir da superfície da crista, e condiciona o diâmetro dos implantes e a possibilidade de manter uma envoltória óssea adequada em torno destes. De acordo com o conceito de disponibilidade óssea, a crista deve apresentar largura suficiente para permitir uma camada de osso viável em redor do implante; caso contrário, torna-se necessária a realização de técnicas de aumento horizontal, como expansão de crista ou enxertos ósseos (Misch, 2012).

A CBCT permite quantificar com precisão a espessura óssea em diferentes níveis e demonstrou ser um método fiável para avaliar a espessura vestibular e palatina/lingual, informação crucial para o planeamento de implantes imediatos e para a prevenção de fenestrações ou deiscências ósseas (Vyas et al., 2023). Para além disso, estudos que correlacionaram as dimensões da crista em CBCT com o tamanho real dos implantes utilizados sugerem que a largura da crista é, em média, alguns milímetros superior ao diâmetro dos implantes, confirmando a necessidade de manter uma margem de segurança óssea em toda a sua periferia (Jolicoeur et al., 2024).

1.4.1.3. Comprimento do espaço edêntulo

O comprimento da área edêntula corresponde à distância méso-distal entre os dentes ou implantes adjacentes e é um parâmetro chave para definir quantos implantes podem ser colocados e como devem ser distribuídos ao longo da crista. Misch (2012) designa este “available bone length” como o segmento ósseo útil delimitado pelos elementos vizinhos ou por estruturas anatómicas, sugerindo que seja usado diretamente no planeamento do número de implantes necessários para a reabilitação protética.

Trabalhos recentes que relacionam as dimensões da crista no CBCT com o tamanho dos implantes demonstram que as medidas do espaço edêntulo obtidas em CBCT podem ser utilizadas com confiança para prever o comprimento e o diâmetro dos implantes, desde que sejam respeitadas margens de segurança em relação às estruturas adjacentes (Jolicoeur et al., 2024). Em situações de espaço interdentário reduzido ou de altura interoclusal limitada, podem ser

necessários ajustes no número, no diâmetro ou na inclinação dos implantes, assim como estratégias protéticas específicas para otimizar o posicionamento dos implantes dentro do espaço disponível (Dubey et al., 2024).

1.4.2. Classificação e caracterização dos defeitos ósseos

Os defeitos ósseos da crista alveolar resultam, maioritariamente, da perda dentária e da subsequente reabsorção progressiva do rebordo, constituindo uma limitação significativa na planificação da colocação de implantes, particularmente no que se refere à definição da posição tridimensional ideal dos implantes e à eventual necessidade de procedimentos de regeneração óssea (Misch, 2012).

A correta classificação e caracterização destes defeitos é fundamental para a seleção da técnica de aumento ósseo mais adequada, bem como para a previsão do grau de complexidade cirúrgica associado (Misch, 2012; Misch, 2024).

De acordo com Harris (1997), os défices ósseos podem apresentar diferentes etiologias, sendo geralmente classificados como:

- Patológicos (doença periodontal, granulomas e quistos odontogénicos, entre outros);
- Cirúrgicos (exodontias traumáticas ou remoção de dentes inclusos);
- Congénitos (oligodontia, micrognatia, entre outros);
- Fisiológicos (reabsorção óssea pós-extração).

1.4.2.1. Classificação

De acordo com Seibert (1983), os diferentes tipos de defeitos ósseos podem ser categorizados segundo três situações clínicas distintas:

- Classe I : defeito caracterizado por perda de tecido no sentido bucolingual (horizontal), com altura ápico-coronal da crista alveolar preservada.
- Classe II : defeito caracterizado por perda de tecido no sentido ápico-coronal (vertical), mantendo-se a largura bucolingual normal da crista.

- Classe III : defeito que combina perda bucolingual e ápico-coronal, resultando numa redução simultânea da largura e da altura da crista alveolar.

Por sua vez, Allen et al. (1985), propuseram uma classificação dos defeitos da crista baseada na severidade da reabsorção alveolar, distinguindo reabsorções ligeiras (< 3 mm), moderadas (3 a 6 mm) e severas (> 6 mm). O prognóstico tende a agravar-se quando múltiplos dentes adjacentes estão ausentes ou quando se observa uma perda de inserção significativa ao nível dos dentes vizinhos, circunstância que reduz o suporte periodontal remanescente e dificulta o controlo das cargas oclusais.

1.4.2.2. Defeitos ósseos horizontais

O déficit ósseo horizontal caracteriza-se por uma perda da largura bucolingual (> 4 mm), conferindo um aspeto quase perpendicular ao rebordo ósseo remanescente (defeito supraósseo) e comprometendo a estabilidade primária dos implantes dentários, além de aumentar o risco de fenestração da tábua vestibular (Wang & Chen, 2025; Li et al., 2023).

Em estudos radiográficos de doentes com periodontite crónica, verificou-se que a maioria das perdas ósseas alveolares assume um padrão predominantemente horizontal, representando a grande parte dos defeitos observados nos dentes afetados. Estes defeitos horizontais são frequentemente localizados na região anterior (zona estética) e nos segmentos posteriores da mandíbula, onde a reabsorção da crista é particularmente marcada (Li et al., 2023).

Do ponto de vista biológico, os defeitos horizontais da crista alveolar apresentam um microambiente desfavorável à regeneração, uma vez que a reduzida espessura óssea remanescente se traduz em paredes ósseas limitadas e, consequentemente, em menor disponibilidade de recursos vasculares e celulares no local do defeito. Esta diminuição do suporte vascular e celular dificulta a proliferação coordenada do ligamento periodontal na superfície radicular, tornando a regeneração previsível destes defeitos um desafio significativo (Li et al., 2023).

1.4.2.3. Defeitos ósseos verticais

Os defeitos ósseos verticais correspondem a uma perda localizada da altura da crista ao longo da raiz, formando um defeito intraósseo angular que reduz a distância ápico-coronal disponível em torno do dente ou do implante. São frequentemente observados nos setores pré-molares e molares e traduzem-se numa diminuição da altura óssea utilizável, o que limita o comprimento dos implantes que podem ser colocados e reduz a superfície de contacto osso-implante necessária para uma osteointegração previsível. Do ponto de vista protético e estético, estes defeitos dificultam a obtenção de um perfil de emergência satisfatório, particularmente nas zonas visíveis, e aumentam o risco de uma relação coroa-implante desfavorável, com potenciais implicações biomecânicas acrescidas a longo prazo (Wang & Chen, 2025).

Por outro lado, a morfologia da parede vestibular influencia diretamente a magnitude da reabsorção vertical após uma extração. Estudos clínicos demonstraram que paredes vestibulares muito finas estão associadas a perdas de altura de vários milímetros durante as primeiras semanas de cicatrização, enquanto paredes mais espessas apresentam uma reabsorção vertical significativamente menor no mesmo período. De modo geral, a redução da crista é mais rápida nos primeiros 3 a 6 meses, mas a diminuição da altura pode continuar de forma lenta e progressiva ao longo dos anos, particularmente em pacientes portadores de próteses removíveis muco-suportadas, nos quais o rebordo residual permanece sujeito a cargas repetidas (Misch, 2024).

Importa ainda salientar que os defeitos verticais nem sempre ocorrem de forma isolada: estão frequentemente associados a uma reabsorção mais global da crista. Vários autores sugerem que uma perda óssea extensa ao nível da crista aumenta a probabilidade de desenvolvimento de lesões angulares adjacentes, sustentando a hipótese de uma relação entre a gravidade da reabsorção ao longo da crista e o aparecimento de defeitos intraósseos verticais (Li et al., 2023).

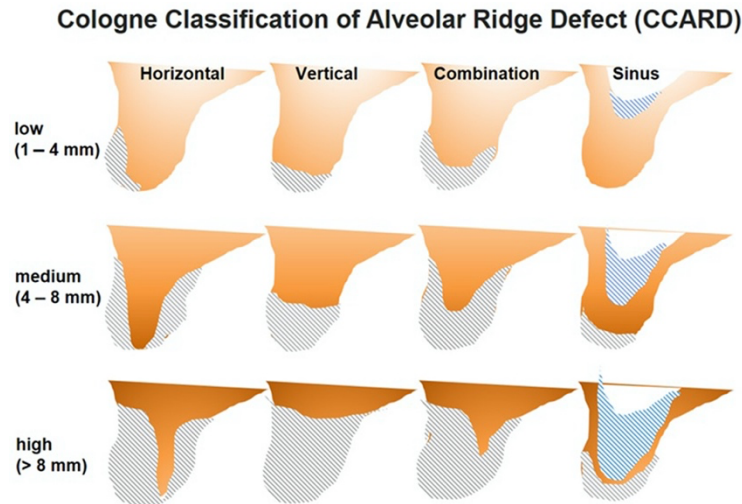


Figura 3. A Classificação de Cologne dos Defeitos da Crista Alveolar (CCARD)² distingue entre atrofia ligeira (até 4 mm), moderada (4–8 mm) e significativa (superior a 8 mm) nos defeitos horizontais, verticais ou combinados da crista alveolar. Adaptado de (Nickenig et al., 2023).

1.4.3. Avaliação da qualidade óssea e do potencial regenerativo

A qualidade óssea ao nível dos locais para colocação de implantes é classicamente descrita em função da proporção de osso cortical e trabecular, bem como da sua organização na crista edêntula (Lekholm & Zarb, 1985; Misch, 2012; Widiyasri et al., 2023). Distingue-se uma cortical mais ou menos densa na periferia e um osso trabecular mais grosseiro ou mais fino em profundidade, cujo arranjo permite definir categorias de qualidade e densidade óssea úteis para o planeamento implantar (Wadhwani et al., 2021).

Misch descreve quatro grandes categorias de densidade óssea, D1 a D4, nas zonas edêntulas do maxilar e da mandíbula (Misch, 2012; Wadhwani et al., 2021):

- D1: osso muito denso e predominantemente cortical, raro no maxilar e pouco frequente na mandíbula, observado sobretudo na região anterior pouco atrofica ou quando o implante envolve fortemente a cortical lingual.
- D2: osso composto por uma cortical espessa e um trabecular denso, sendo a densidade mais comum na mandíbula (cerca de dois terços dos casos no setor anterior e quase metade no posterior) e considerada a mais favorável para a estabilidade primária e o sucesso implantar.

- D3: osso caracterizado por uma cortical mais fina e um trabecular de densidade intermédia, típico do maxilar, onde é encontrado em mais de metade dos pacientes, especialmente na região anterior edêntula e em numerosos setores pré-molares.
- D4: osso predominantemente trabecular, pouco denso, com uma cortical muito fina, localizado principalmente na região posterior do maxilar (zonas molares e após elevação do seio maxilar), exigindo protocolos cirúrgicos mais cautelosos devido à reduzida estabilidade primária.

Paralelamente, a classificação de Lekholm & Zarb (1985) descreve quatro tipos de qualidade óssea segundo a proporção relativa de osso cortical e trabecular (Widiasri et al., 2023):

- Tipo 1: osso quase totalmente cortical, homogêneo e muito denso.
- Tipo 2: cortical espessa envolvendo um núcleo de osso trabecular denso.
- Tipo 3: cortical fina envolvendo um osso trabecular de densidade intermédia.
- Tipo 4: cortical delgada envolvendo um osso trabecular pouco denso.

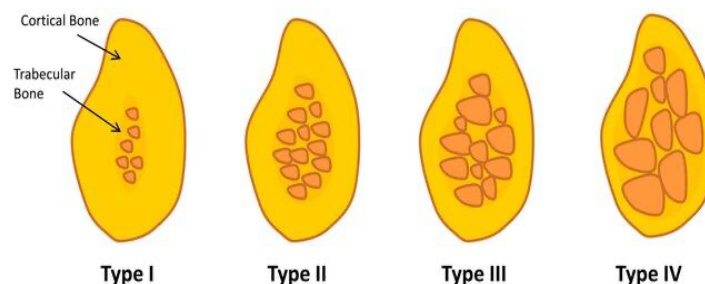


Figura 4. Classificação da qualidade óssea de Lekholm & Zarb. Imagem adaptado de (Alghamdi, 2018)

O tipo 1 oferece uma excelente estabilidade mecânica inicial; os tipos 2 e 3 parecem estar associados aos melhores resultados clínicos a longo prazo, enquanto o tipo 4 apresenta as taxas mais elevadas de insucesso precoce (Widiasri et al., 2023). De forma coerente, Misch (2012) considera que as categorias D2–D3 são as mais favoráveis na prática clínica, ao passo que os

sítios D4 exigem adaptações do protocolo cirúrgico devido à sua baixa densidade.

Wadhwani et al. (2021) salientam que as radiografias intraorais e panorâmicas são pouco fiáveis para avaliar com precisão a densidade óssea, devido ao seu carácter bidimensional e à sobreposição das corticais, que mascara a estrutura trabecular. Assim, a estimativa da densidade baseia-se sobretudo na localização anatómica, complementada por imagiologia em corte seccional. Os intervalos em unidades de Hounsfield propostos para as categorias de Misch (D1 > 1250 HU, D2 = 850–1250 HU, D3 = 350–850 HU, D4 = 0–350 HU, D5 < 0 HU) derivam da tomografia computadorizada médica; contudo, não existe uma correlação direta e fiável com os valores obtidos nos atuais CBCT dentários.

2. ENXERTOS ÓSSEOS NA IMPLANTOLOGIA: CLASSIFICAÇÃO E COMPARAÇÃO BIOLÓGICA

2.1. Definição e classificação dos enxertos ósseos

Os enxertos ósseos utilizados em reabilitação implanto-suportada podem ser agrupados em duas grandes categorias: osso humano e substitutos ósseos, sendo classicamente classificados em enxertos autógenos, alogénicos, xenogénicos e materiais aloplásticos (Nicolae et al., 2024; Li et al., 2023).

Esta classificação tradicional tem sido progressivamente complementada por novas abordagens baseadas em biomateriais bioativos e estratégias de engenharia de tecidos, incluindo compósitos e construtos ósseos “tissue-engineered”, que procuram ultrapassar algumas limitações dos enxertos convencionais e melhorar a previsibilidade da regeneração óssea em contexto oral e maxilofacial (Alkindi et al., 2021; Zhao et al., 2021; Nicolae et al., 2024).

2.1.1. Enxertos autógenos

Os enxertos autógenos constituem, de forma consensual, o material de referência em regeneração óssea pré-implantar, uma vez que o dador e o recetor são o mesmo indivíduo, eliminando o risco de rejeição imunológica e garantindo excelente biocompatibilidade (Li et al., 2023; Nicolae et al., 2024). Além disso,

reúnem simultaneamente propriedades osteogénicas, osteocondutoras e osteoindutoras, devido à presença de células vivas e de matriz óssea biologicamente ativa (Li et al., 2023; Nicolae et al., 2024). O osso autógeno é habitualmente obtido a partir de sítios intraorais ou extraorais ricos em osso cortical e esponjoso, como a sínfise e o ramo mandibular ou a crista ilíaca, permitindo recolher enxertos particulados ou em bloco de acordo com as necessidades de aumento ósseo (Zhao et al., 2021; Kale et al., 2023). Em implantologia oral, os locais dadores intraorais apresentam vantagens relevantes, como a proximidade entre o sítio dador e o recetor e melhor acessibilidade cirúrgica (Figura 5), embora se possam associar a morbilidade local, dor, hemorragia, cicatriz, reabsorção do enxerto e, em alguns casos, risco de lesão neurológica, o que limita a sua utilização em defeitos de grande dimensão (Zhao et al., 2021; Nicolae et al., 2024).

Biologicamente, os enxertos autógenos podem incluir osso esponjoso, cortical ou uma combinação de ambos, tirando partido do elevado potencial osteogénico do osso esponjoso, rico em osteoblastos e células progenitoras, e da função de suporte estrutural conferida pelo osso cortical, mais lento na revascularização mas essencial para a integridade mecânica (Zhao et al., 2021). Apesar do desenvolvimento de numerosos substitutos ósseos, a literatura continua a apontar o osso autógeno como «gold standard», sobretudo nos aumentos ósseos mais complexos, nos quais poucos materiais conseguem gerar um volume de osso neoformado comparável (Zhao et al., 2021; Li et al., 2023). Foram ainda descritos enxertos autógenos derivados de dentes extraídos, preparados após remoção de tecidos moles, cáries e restaurações e processados em matrizes de dentina com diferentes graus de desmineralização («UDDM», «PDDM» e «DDM»), cujo comportamento biológico permanece em investigação (Solyom et al., 2023). Em paralelo, a combinação de osso autógeno particulado com biomateriais xenogénicos ou com fatores de crescimento reflete a procura de estratégias que reduzam a morbilidade do sítio dador, preservando tanto quanto possível as vantagens únicas dos enxertos em que o recetor é simultaneamente o próprio dador (Li et al., 2023; Nicolae et al., 2024).

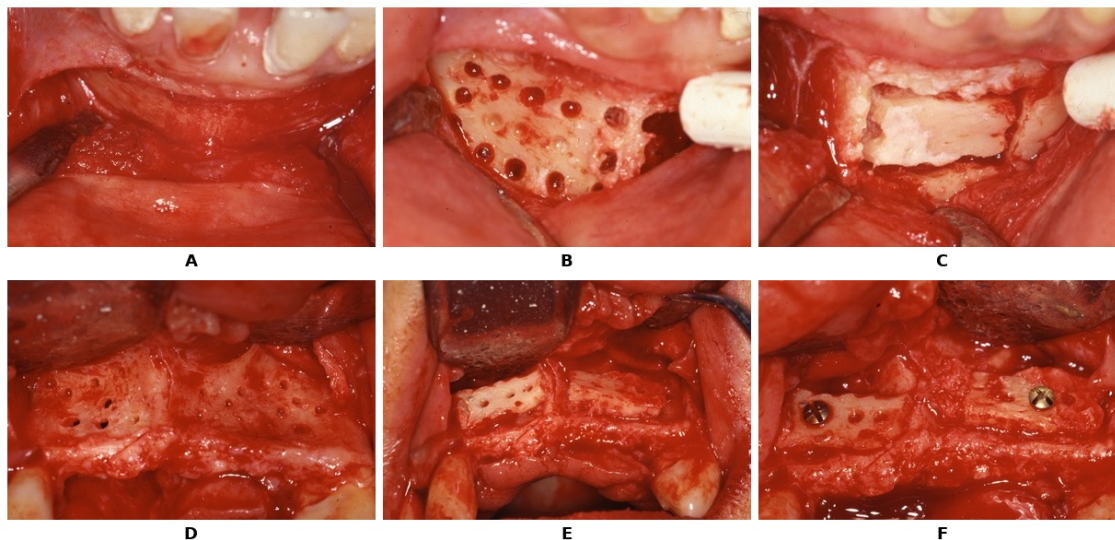


Figura 5. Sequência cirúrgica de enxerto ósseo autólogo em bloco proveniente da sínfise mandibular. (A) Exposição da sínfise mandibular na área dadora. (B) Perfurações corticais na área dadora. (C) Corte do bloco de osso autólogo na sínfise mandibular. (D) Perfurações corticais na área recetora. (E) Posicionamento do enxerto ósseo autólogo no local recetor. (F) Fixação do enxerto por meio de parafusos de osteossíntese. Imagens cedidas por António Mano Azul.

2.1.2. Enxertos alogénicos

Os enxertos alogénicos representam a principal alternativa ao osso autógeno e consistem em enxertos de origem humana, obtidos de doadores vivos ou de cadáveres, processados e esterilizados para remover os componentes celulares, preservando a matriz óssea (Kale et al., 2023; Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021). Estes materiais estão disponíveis em grandes quantidades, não exigem um segundo sítio cirúrgico no próprio paciente e reduzem a morbilidade associada à colheita, o que os torna particularmente atrativos em defeitos ósseos extensos ou em doentes em que a colheita de osso autógeno é desaconselhada (Kale et al., 2023; Nicolae et al., 2024).

Em termos biológicos, atuam predominantemente como matrizes osteocondutoras e podem apresentar algum potencial osteoindutor, uma vez que a matriz preserva colagénio tipo I e proteínas morfogenéticas ósseas («BMPs»), embora não sejam osteogénicos por não conterem células viáveis (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021). Encontram-se disponíveis em várias formas (osso mineralizado ou desmineralizado, em partículas, blocos, cunhas, cavacos, pó ou matrizes moldáveis), o que permite adaptar o enxerto à morfologia do defeito e

combiná-lo com outros biomateriais em protocolos de regeneração óssea guiada (Zhao et al., 2021).

Entre os derivados alogénicos, a matriz óssea desmineralizada («DBM») e os aloenxertos desmineralizados frescos-congelados («DFDBA») assumem particular relevância, pois a desmineralização expõe uma matriz interna rica em «BMPs» e outros fatores de crescimento, conferindo-lhes capacidade osteoindutora superior à dos enxertos apenas mineralizados (Li et al., 2023; Zhao et al., 2021). No entanto, os tratamentos químicos e físicos necessários para reduzir a antigenicidade e prolongar o prazo de validade podem comprometer as propriedades mecânicas e o potencial osteoindutor, pelo que são sobretudo utilizados no preenchimento de defeitos e frequentemente em associação com outros enxertos ou materiais compósitos (Zhao et al., 2021).

Apesar da boa histocompatibilidade e da versatilidade de formatos, subsistem limitações importantes: o processamento pode diminuir a resistência estrutural e a capacidade de cicatrização, e mantém-se um risco residual de transmissão de infeções e de resposta imunológica, o que em alguns contextos levou à redução do seu uso e ao aumento do interesse por alternativas sintéticas ou de origem não humana (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021). Ainda assim, os enxertos alogénicos mantêm um papel relevante em periodontologia e implantologia, sendo utilizados no preenchimento de defeitos periodontais, maxilares e mandibulares, bem como na reconstrução de cristas alveolares atroficas, muitas vezes em combinação com outras técnicas de regeneração óssea (Li et al., 2023; Zhao et al., 2021).

2.1.3. Enxertos xenogénicos

Os enxertos xenogénicos constituem uma classe de substitutos ósseos de origem não humana, geralmente obtidos de osso bovino ou suíno extensivamente processado para remover os componentes orgânicos e celulares, preservando sobretudo a fração mineral e a arquitetura porosa da matriz (Kale et al., 2023; Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021). Estes tratamentos reduzem a imunogenicidade e o risco de transmissão de doenças, mantendo um suporte estrutural biocompatível com elevada capacidade osteocondutora, o que, aliado à ampla disponibilidade comercial, explica a

utilização frequente destes materiais em procedimentos de regeneração óssea em implantologia oral (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021).

O mineral ósseo bovino desproteínizado («DBBM») é o exemplo mais utilizado em clínica, disponível em vários produtos comerciais, como «Bio-Oss», «Cerabone» ou «OsteoBiol», e demonstrou boa biocompatibilidade e comportamento osteocondutor previsível, tanto em elevações do seio maxilar como em aumentos horizontais da crista alveolar (Li et al., 2023; Zhao et al., 2021; Nicolae et al., 2024). Estudos clínicos e pré-clínicos mostram que o «DBBM», frequentemente associado a membranas de colagénio, pode proporcionar formação de osso neoformado em proporções comparáveis ao osso autógeno em determinados contextos, mantendo simultaneamente uma fração do material enxertado que contribui para a estabilidade volumétrica a longo prazo (Li et al., 2023; Zhao et al., 2021).

Para além dos enxertos de origem óssea animal, foram também explorados outros materiais de origem xenogénica ou natural, como o quitosano (derivado de exoesqueletos de crustáceos) ou a seda (fibroína de *Bombyx mori*), utilizados sobretudo como «scaffolds» ou membranas em regeneração óssea guiada e regeneração tecidual guiada, muitas vezes em associação com fosfatos de cálcio ou biovidros para melhorar as propriedades mecânicas e a integração tecidual (Zhao et al., 2021). Apesar do potencial destes biomateriais em criar um microambiente favorável à neoformação óssea, os enxertos xenogénicos apresentam limitações inerentes, nomeadamente a ausência de células viáveis e de componentes biológicos endógenos, taxas de reabsorção por vezes imprevisíveis e a necessidade de processos de tratamento rigorosos, mantendo-se alguma preocupação residual quanto à eventual transmissão de proteínas ou agentes patogénicos, mesmo quando os fabricantes garantem a ausência de material biológico detetável (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021).

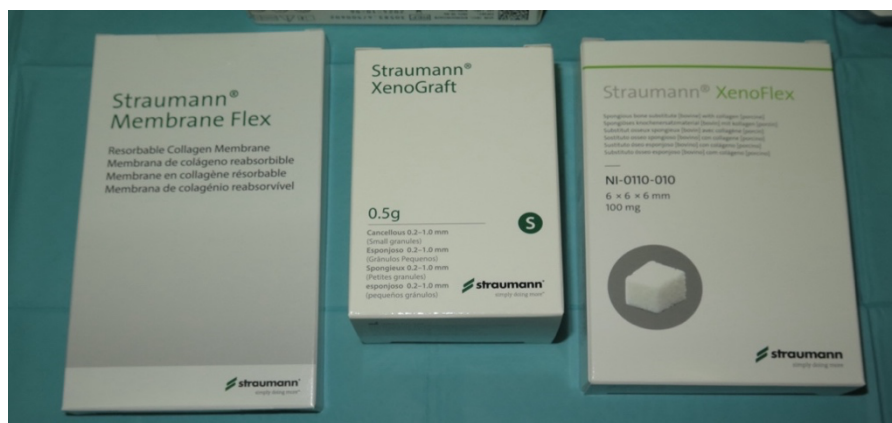


Figura 6. Apresentação comercial dos produtos Straumann® para xenoenxerto e regeneração óssea guiada: XenoGraft, XenoFlex e Membrane Flex (Straumann, Suíça). Imagens cedidas por António Mano Azul.

2.1.4. Substitutos ósseos aloplásticos

Os enxertos aloplásticos correspondem a substitutos ósseos sintéticos, não derivados de tecidos biológicos, desenvolvidos para imitar, tanto quanto possível, as propriedades estruturais e biológicas do osso humano, contornando assim a morbilidade do sítio dador e o risco de transmissão de doenças associados a materiais de origem humana ou animal (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021; Kale et al., 2023). Estes materiais incluem sobretudo cerâmicas de fosfato de cálcio, como a hidroxiapatite («HA») e o fosfato tricálcico («TCP»), biovidros, alguns polímeros e determinadas ligas metálicas, caracterizados por elevada biocompatibilidade e comportamento osteocondutor e osteointegrador comprovado, embora, na forma atualmente disponível em clínica, não apresentem verdadeiro potencial osteogénico ou osteoindutor intrínseco (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021).

Entre as cerâmicas sintéticas, a «HA» e o «TCP» são os exemplos mais estudados e utilizados: ambos libertam iões cálcio e fosfato que servem de "matéria-prima" para a mineralização óssea, funcionando como andaimes osteocondutores, enquanto o «TCP», por ser mais reabsorvível, tende a ser substituído mais rapidamente por osso neoformado e tem mostrado resultados particularmente favoráveis em defeitos horizontais, sobretudo na forma « β -TCP» (Li et al., 2023; Nicolae et al., 2024). Os biovidros, os cimentos de fosfato de

cálcio, polímeros como o «PMMA» ou poliglicolídeos e ligas metálicas específicas, como o níquel-titânio, completam este grupo, oferecendo diferentes perfis de reabsorção, resistência mecânica e capacidade de incorporação de moléculas bioativas (Zhao et al., 2021).

Na prática clínica, estes enxertos aloplásticos estão disponíveis em múltiplas apresentações (pastas, grânulos, blocos ou cimentos) e podem ser utilizados isoladamente ou em combinação com outros enxertos (autógenos, alogénicos ou xenogénicos) e com fatores de crescimento, como «BMPs», «PRP» ou «PRF», com o objetivo de potenciar a regeneração óssea e compensar a ausência de células viáveis e de osteoindução intrínseca (Kale et al., 2023; Nicolae et al., 2024). A sua disponibilidade praticamente ilimitada, a ausência de risco de doença transmissível e a possibilidade de incorporar biomoléculas tornam os materiais aloplásticos uma opção cada vez mais relevante em regeneração óssea pré-implantar, sobretudo quando se pretende reduzir a morbilidade do paciente e controlar de forma previsível as propriedades mecânicas e de reabsorção do enxerto (Nicolae et al., 2024; Zhao et al., 2021).



Figura 7. Embalagem comercial do enxerto aloplástico de fosfato tricálcico (β -TCP) R.T.R. Cône (Septodont, França). Imagem cedidas por António Mano Azul.

2.2. Comparação biológica e clínica entre diferentes tipos de enxerto

2.2.1. Propriedades osteogénicas, osteoindutivas e osteocondutoras

Os enxertos ósseos podem ser caracterizados pelas suas principais propriedades biológicas: osteogénese (formação de osso por células vivas), osteoindução (estimulação de células estaminais para diferenciação em

osteoblastos) e osteocondução (fornecimento de uma matriz de suporte para o crescimento ósseo) (Zhao et al., 2021). Os enxertos autólogos são considerados o «gold standard» porque reúnem simultaneamente estas três propriedades e apresentam excelente osteointegração, embora à custa de morbilidade do local dador, volume limitado e necessidade de um procedimento cirúrgico adicional (Alkindi et al., 2021; Ferraz et al., 2023; Nicolae et al., 2024).

Aloenxertos e xenoenxertos fornecem sobretudo uma matriz osteocondutora e podem exibir algum grau de osteoindução, em particular no caso de derivados desmineralizados ricos em «BMPs», mas não são osteogénicos devido à ausência de células viáveis (Zhao et al., 2021; Ferraz et al., 2023; Nicolae et al., 2024). Os substitutos ósseos sintéticos, como cerâmicas fosfocálcicas, biovidros e cimentos, foram desenvolvidos para reduzir a morbilidade e evitar riscos imunológicos, atuando predominantemente como materiais osteocondutores e osteointegrativos, com osteoindução relevante apenas quando associados a fatores de crescimento, como o «rhBMP-2», que funciona como adjuvante e não como substituto do enxerto autólogo (Zhao et al., 2021; Ferraz et al., 2023; Nicolae et al., 2024).

2.2.2. Taxa de sobrevivência dos implantes conforme o tipo de enxerto

A taxa de sobrevivência dos implantes colocados em sítios previamente aumentados é globalmente elevada, embora apresente ligeiras variações consoante o tipo de enxerto utilizado na reconstrução do rebordo alveolar. Num estudo retrospectivo com 80 enxertos e 107 implantes, a taxa de sucesso dos enxertos foi de 100%, com sobrevivência implantar global de 97,2%; observaram-se taxas de 100% para implantes colocados sobre autoenxertos e aloenxertos, comparativamente a 92,9% nos casos associados a xenoenxertos, com níveis semelhantes de perda óssea marginal ao longo de três anos (Win et al., 2024). Outros dados confirmam esta tendência, colocando os autoenxertos ligeiramente à frente em termos de desempenho clínico: Singh et al. (2025) reportaram uma sobrevivência implantar de 96,4% em sítios autógenos, seguida pelos aloenxertos com 94,9% e pelos xenoenxertos com 95,5%, com sucessos de enxerto entre 91,1% e 92,3%, sugerindo uma vantagem clínica discreta dos autoenxertos, embora as diferenças observadas sejam relativamente modestas.

Relativamente aos substitutos sintéticos, determinadas cerâmicas, como o «AlgiPore», demonstraram resultados muito favoráveis a longo prazo: um seguimento de 14 anos após elevação do seio maxilar em maxilares atróficos revelou uma taxa de sobrevivência implantar de 95%, confirmando a capacidade deste biomaterial altamente biocompatível em manter estabilidade volumétrica ao redor dos implantes (Zhao et al., 2021). Os vidros bioativos apresentam igualmente resultados encorajadores, com taxas de sucesso implantar na ordem dos 88,6% cerca de 29 meses após a colocação dos implantes em sítios enxertados, associadas a melhorias nos parâmetros periodontais e à redução dos defeitos ósseos quando utilizados isoladamente ou em combinação com membranas de regeneração óssea guiada (Zhao et al., 2021).

2.2.3. Morbilidade cirúrgica e complicações associadas

A utilização de enxertos autógenos implica a criação de um segundo campo cirúrgico, aumentando a morbilidade global do procedimento, com dor pós-operatória mais intensa, edema, equimoses, alterações de sensibilidade e risco acrescido de infeção, deiscência da ferida ou irregularidades ósseas, sobretudo quando se recorre a áreas extraorais como a crista ilíaca (McKenna et al., 2022). Em aumentos de rebordo com blocos autólogos, não se observam diferenças relevantes em termos de dor intra e pós-operatória quando comparados a blocos alogénicos, mas a incidência de alterações neurosensoriais é aproximadamente o dobro e o edema mais marcado no grupo autógeno, embora a satisfação global dos doentes se mantenha elevada em ambos os casos, o que reforça a importância de discutir previamente a morbilidade esperada e integrar este fator na decisão partilhada (Heimes et al., 2023).

Como alternativa, aloenxertos, xenoenxertos e substitutos sintéticos eliminam a morbilidade do sítio dador, restringindo a intervenção à área recetora e reduzindo o tempo cirúrgico e o desconforto associado, mas introduzem outros constrangimentos (risco residual de transmissão de doenças, antigenicidade, variabilidade do material, reabsorção, disponibilidade restrita e custos no caso dos alogénicos; fragilidade mecânica e taxas de reabsorção imprevisíveis para muitos biomateriais sintéticos porosos) (Sohn & Oh, 2019; Zhang et al., 2025). Paralelamente, os avanços em engenharia de tecidos permitiram desenvolver

estruturas altamente porosas que favorecem a adesão, diferenciação e proliferação celulares e melhoram a integração com o osso hospedeiro, embora persistam desafios em termos de compatibilidade a longo prazo, integração completa e comportamento mecânico, em especial no caso dos xenoenxertos, cujo perfil ideal permanece em debate (Zhang et al., 2025). Assim, a escolha do material de enxerto deve equilibrar a maior morbidade dos enxertos autólogos com o risco de complicações biológicas, infecciosas e de desempenho a longo prazo inerente às alternativas alogénicas, xenogénicas e sintéticas, integrando também as expectativas e a percepção de conforto do paciente (McKenna et al., 2022; Heimes et al., 2023).

2.2.4. Reabsorção e estabilidade volumétrica

A reabsorção e a estabilidade volumétrica dos enxertos dependem simultaneamente da sua origem e da sua composição. Os enxertos autógenos mostram um comportamento fortemente influenciado pelo local dador: os colhidos da crista ilíaca, frequentemente usados quando são necessários grandes volumes, apresentam alterações volumétricas mais acentuadas, maior reabsorção e menor mineralização a longo prazo do que os enxertos intraorais, como os da sínfise mentoniana. Esta diferença é atribuída à origem embrionária dos ossos (ossificação membranosa nos maxilares face a ossificação endocondral na crista ilíaca), pelo que um enxerto mentoniano num defeito maxilar tende a oferecer melhor manutenção volumétrica e maior sobrevivência implantar a longo prazo do que um enxerto ilíaco no mesmo leito recetor (McKenna et al., 2022).

Nos substitutos sintéticos à base de fosfatos de cálcio, a cinética de degradação varia consideravelmente consoante a formulação, condicionando diretamente a estabilidade do volume obtido. Em modelos pré-clínicos, o « β -TCP» é o material que se reabsorve mais rapidamente, sendo amplamente substituído por osso neoformado em poucos meses, à custa de menor estabilidade mecânica inicial e, em defeitos extensos, risco de formação de tecido fibroso em vez de osso; em contraste, partículas de hidroxiapatite bovina permanecem por longos períodos e integram-se intimamente com o osso neoformado, formando uma rede compósita estável, enquanto materiais bifásicos do tipo «BCP» podem persistir

mais tempo e, por vezes, permanecer envoltos por tecido mole, justificando seguimentos clínicos prolongados para avaliar a sua real estabilidade dimensional (Ferraz, 2023). Nos xenoenxertos, a reabsorção muito lenta favorece a preservação das dimensões, mas pode influenciar negativamente o comportamento do osso marginal em torno dos implantes: análises retrospectivas mostram maior perda óssea marginal em áreas reconstruídas com estes materiais, atribuída à remodelação limitada e à presença de partículas parcialmente inertes no interior do osso neoformado (Singh et al., 2025).

Do ponto de vista biomecânico, existe uma janela ótima de reabsorção: uma degradação demasiado lenta pode dificultar a remodelação óssea e criar zonas de concentração de tensões, enquanto uma reabsorção excessivamente rápida compromete a estabilidade estrutural do enxerto e favorece a formação de tecido fibroso em detrimento da osteogénese, com impacto negativo na osteointegração (Sohn & Oh, 2019).

2.2.5. Aspetos económicos, éticos e logísticos na escolha do material

Os aspetos económicos, éticos e logísticos têm um papel central na escolha do material de enxerto, sobretudo num contexto em que o número de procedimentos implantológicos aumenta e cerca de metade das intervenções requer aporte ósseo, originando milhões de enxertos anuais e um mercado em forte crescimento (Zhao et al., 2021). Apesar desta utilização massiva, nenhum material responde de forma perfeita a todas as exigências clínicas, biológicas e económicas, impondo uma reflexão crítica no momento da seleção (Zhao et al., 2021).

O osso autógeno permanece a referência biológica, mas é também a solução mais exigente em termos logísticos e económicos. Implica uma cirurgia adicional de colheita, muitas vezes em meio hospitalar, com aumento do tempo operatório, maior risco de dor, infeção e cicatriz, e acréscimo de custos diretos e indiretos, além de uma quantidade limitada de osso disponível que restringe as indicações e incentiva o recurso a alternativas com menor morbilidade e duração de tratamento (Ferraz, 2023).

Aloenxertos e xenoenxertos oferecem maior disponibilidade e evitam a morbidade do local dador, mas exigem processos de preparação dispendiosos e mantêm um risco residual de transmissão de doenças ou reação imunológica, bem como potenciais questões religiosas ou culturais associadas à utilização de tecidos humanos ou animais (Ferraz, 2023; Zhang et al., 2025; Nicolae et al., 2024).

Os substitutos sintéticos, como cerâmicas, polímeros e compósitos, distinguem-se pela disponibilidade teoricamente ilimitada, fabrico padronizado e custos geralmente mais acessíveis do que os materiais de origem humana (Sohn & Oh, 2019). No entanto, o seu desempenho é heterogéneo: alguns são frágeis, apresentam cinéticas de reabsorção imprevisíveis ou resultados inferiores em situações clínicas complexas, o que pode limitar a relação custo-eficácia, mesmo com um preço de aquisição atrativo (Sohn & Oh, 2019; Ferraz, 2023). Soluções biologicamente avançadas, como enxertos enriquecidos com «BMP» ou células estaminais, permanecem reservadas a indicações específicas devido ao custo elevado, complexidade de fabrico e enquadramento regulamentar restritivo (Zhao et al., 2021; Marian et al., 2025).

Neste contexto, novas abordagens procuram conciliar eficácia clínica, sustentabilidade económica e redução do impacto ambiental. O osso dentário autógeno («autogenous tooth bone»), obtido a partir de dentes extraídos, constitui uma alternativa autóloga de baixo custo e mais sustentável, convertendo um resíduo em recurso de enxerto facilmente disponível, biocompatível e com risco mínimo de rejeição ou infeção (Solyom et al., 2023). De igual modo, preparações de osso alogénico liofilizado procuram equilibrar segurança e logística, permitindo armazenamento prolongado à temperatura ambiente e reduzindo a viabilidade de agentes infecciosos, embora com custos de produção elevados e necessidade de controlo de qualidade rigoroso (Zhang et al., 2025).

De forma a sintetizar as características mais relevantes para a decisão clínica, a Tabela 2 apresenta uma visão comparativa dos principais tipos de enxerto utilizados na cirurgia pré-implantar.

2.3. Aplicações clínicas de acordo com o tipo de reconstrução óssea

2.3.1. Enxertos de aposição e reconstruções horizontais

A atrofia do rebordo alveolar constitui um problema central na implantologia, uma vez que a perda dentária é acompanhada por uma reabsorção progressiva do osso, com redução marcada da largura e da altura do rebordo, particularmente durante o primeiro ano, e posteriormente de forma mais lenta, mas contínua ao longo da vida. Esta diminuição volumétrica resulta de fatores locais, como trauma, infecção, doença periodontal ou edentulismo prolongado, mas também de fatores esqueléticos de base. Alguns perfis, como as classes III esqueléticas, podem estar associados a volumes ósseos menos favoráveis e a défices alveolares mais severos, exigindo estratégias de aumento mais complexas para permitir uma reabilitação implanto-suportada orientada pela prótese (Mahajan et al., 2026).

Neste contexto, os enxertos de aposição (onlay) constituem uma das técnicas mais utilizadas para restaurar a espessura do rebordo alveolar e recriar um volume compatível com uma osteointegração previsível e uma emergência protética satisfatória. O princípio consiste na colocação de um bloco ósseo ou de um enxerto particulado sobre a superfície externa da crista, geralmente fixado com parafusos, de modo a aumentar a largura e, em alguns casos, a altura do rebordo. O sucesso depende de uma estabilização rígida do enxerto, de um contacto íntimo com o osso hospedeiro e de uma revascularização eficaz a partir do leito recetor e do periósteo (Mahajan et al., 2026).

Para reduzir estas limitações, blocos alogénicos e, mais recentemente, xenogénicos ou sintéticos, têm sido propostos como alternativas. Uma revisão sistemática demonstrou que os resultados implantares após aumento horizontal com bloco alogénico são globalmente comparáveis aos obtidos com blocos autógenos, embora se observe uma taxa mais elevada de complicações locais com materiais alogénicos, nomeadamente deiscências e exposições do enxerto (Starch-Jensen et al., 2020). Paralelamente, uma meta-análise dedicada aos enxertos onlay autógenos reporta taxas de sobrevivência implantar de cerca de 93,1% em seguimentos inferiores a 2,5 anos e de 86% entre 2,5 e 5 anos, com melhores resultados quando o osso provém de locais intraorais,

aproximadamente 95,7%, em comparação com a crista ilíaca, cerca de 85,8%, evidenciando a influência do local dador na estabilidade volumétrica e no prognóstico a longo prazo. Esta análise não demonstrou diferenças significativas entre a colocação simultânea ou diferida dos implantes, mas salienta a necessidade de ensaios controlados para definir o protocolo mais previsível (Ma et al., 2021).

Na prática clínica, os enxertos de aposição constituem, assim, uma opção versátil para défices horizontais moderados a severos, embora permaneçam limitados por uma reabsorção relativamente significativa, tempos de cicatrização prolongados e morbidade tecidual não negligenciável. A escolha do material, seja autógeno, alogénico, xenogénico ou sintético, do local dador e do momento de colocação dos implantes deve ser adaptada à morfologia do defeito, às condicionantes anatómicas, à experiência do cirurgião e aos objetivos protéticos a longo prazo (Mahajan et al., 2026; Starch-Jensen et al., 2020; Ma et al., 2021).

2.3.2. Enxertos de interposição e reconstruções verticais

As reconstruções verticais do rebordo alveolar são ainda mais exigentes, uma vez que implicam ganho de altura em áreas frequentemente pouco vascularizadas e sujeitas a cargas mecânicas significativas. Historicamente, estes aumentos baseavam-se sobretudo em blocos ósseos autógenos utilizados quer em aposição vertical, quer sob a forma de enxertos de interposição (inlay), nos quais o enxerto é colocado no interior do volume ósseo existente após a criação de uma fenda ou cavidade recetora. Nesta configuração, o bloco fica rodeado por osso hospedeiro em várias faces, o que melhora a vascularização e a estabilidade mecânica e pode limitar a reabsorção quando comparado com blocos de aposição mais expostos, embora à custa de uma técnica mais delicada e dependente da morfologia inicial do rebordo (Mahajan et al., 2026).

Os dados clínicos provenientes de estudos comparativos ilustram simultaneamente o potencial e as limitações destas abordagens. Um estudo baseado na análise por CBCT de mandíbulas posteriores atroficas comparou blocos esponjosos equinos de interposição com blocos autógenos de aposição, relatando um ganho vertical inicial de cerca de 6 a 7,4 mm em ambos os grupos, mas também uma redução volumétrica na ordem dos 29 a 35% e uma diminuição

de altura de aproximadamente 1,7 a 1,9 mm após quatro meses, refletindo um remodelamento inicial significativo. Foram observadas complicações como deiscências de ferida e, mais raramente, fraturas mandibulares; a taxa de sucesso dos blocos autógenos de aposição foi de 82,4%, inferior à das enxertias de interposição, que atingiram 93,8%, embora esta diferença não tenha alcançado significância estatística (Frantzopoulos et al., 2025).

Mahajan et al. (2026) salientam que, apesar de apresentarem taxas globais de sucesso elevadas, ambas as técnicas continuam limitadas pela reabsorção, pela morbidade e pela sensibilidade técnica do procedimento. A escolha entre onlay e inlay deve ser orientada pela configuração do defeito, pelas condicionantes anatómicas, pela possibilidade de conter o enxerto numa envolvente óssea e pelos objetivos protéticos a longo prazo. Neste contexto, as evoluções recentes para conceitos de “shell” cortical fina e de regeneração óssea guiada vertical avançada procuram reduzir o volume de osso autógeno necessário e a morbidade do local dador, mantendo as vantagens biomecânicas de um enxerto contido e bem vascularizado (Frantzopoulos et al., 2025). De um modo geral, a colocação diferida dos implantes é preferida nas reconstruções verticais, sendo a colocação simultânea reservada a casos selecionados em que o ganho de altura é moderado e em que pode ser assegurada uma estabilidade primária previsível (Frantzopoulos et al., 2025; Mahajan et al., 2026).

2.3.3. Enxertos de preenchimento dos seios maxilares « sinus lift »

A cirurgia de elevação do seio maxilar ocupa um lugar central na reabilitação implanto-suportada dos setores posteriores do maxilar superior, sobretudo quando a altura óssea residual é insuficiente para garantir uma osteointegração previsível. Quando a crista subantral apresenta menos de 5 mm de osso, a elevação do pavimento do seio por via lateral permite descolar a membrana de Schneider e interpor um material de enxerto entre esta e o osso maxilar, de modo a recriar um volume ósseo adequado à colocação de implantes nas regiões pré-molar e molar (Ferraz, 2023; Kale et al., 2023).

Este procedimento é precedido por uma avaliação rigorosa, geralmente baseada em imagiologia tridimensional do tipo CBCT, que permite analisar a altura disponível, a morfologia do seio maxilar e as relações com as estruturas

anatômicas adjacentes, orientando a escolha da técnica cirúrgica e do tipo de material a utilizar (Kale et al., 2023). O enxerto colocado no espaço submembranar pode ser constituído por osso autógeno, aloenxerto, xenoenxerto ou biomateriais sintéticos, isoladamente ou em associação. A seleção depende das preferências do paciente, da experiência do operador, do custo e de eventuais condicionantes sistêmicas. Habitualmente, o material é recoberto por uma membrana barreira destinada a estabilizar o coágulo e a favorecer a regeneração óssea antes da colocação dos implantes, que ocorre, na maioria dos casos, após vários meses de cicatrização (Ferraz, 2023; Kale et al., 2023).

Entre os materiais disponíveis, o osso bovino desproteínizado é um dos substitutos mais documentados para a elevação do pavimento sinusal pela técnica da janela lateral. No estudo retrospectivo de Zamure-Damberga et al. (2024), pacientes com altura óssea residual ≤ 5 mm foram submetidos a elevação do seio maxilar com recurso a grânulos de xenoenxerto (Bio-Oss®), utilizados isoladamente ou em combinação com osso autógeno colhido na mandíbula, por vezes associados a uma membrana, segundo um protocolo padronizado realizado na mesma clínica por várias cirurgias. Os pacientes incluídos não apresentavam patologias sistêmicas suscetíveis de comprometer a cicatrização óssea ou a sobrevivência implantar, sendo os grandes fumadores excluídos de acordo com os critérios institucionais.

A avaliação volumétrica, baseada em CBCT realizados aos 7 meses e posteriormente após pelo menos 6 anos de função implantar, não evidenciou redução significativa do volume na área enxertada, demonstrando excelente estabilidade dimensional a longo prazo do xenoenxerto bovino, quer utilizado isoladamente quer em associação com osso autógeno (Zamure-Damberga et al., 2024). Estes resultados sustentam a utilização do osso bovino desproteínizado como material de eleição nos « sinus lifts » quando o objetivo principal é a manutenção duradoura do volume reconstruído, proporcionando simultaneamente um suporte fiável para implantes em maxilares posteriores severamente atroficos.

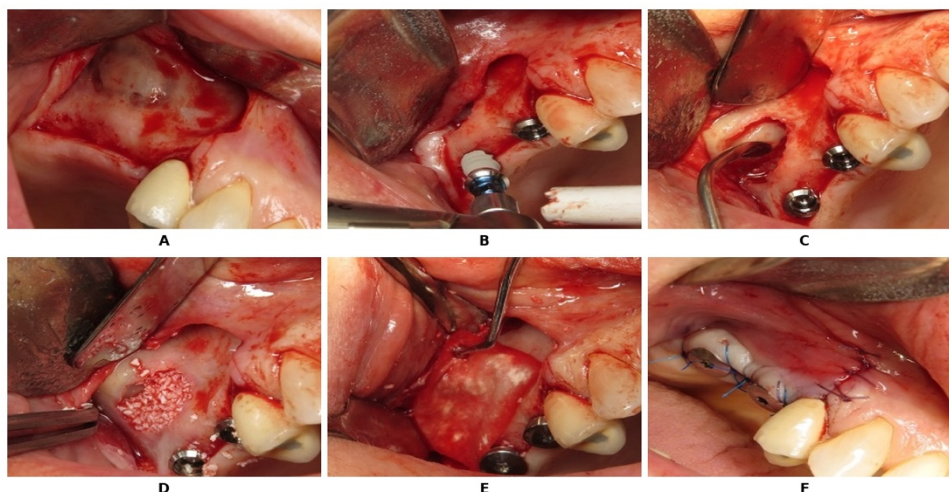


Figura 8. Sequência cirúrgica de elevação do seio maxilar por via lateral. (A) Exposição da parede lateral do seio maxilar e delineamento da janela óssea. (B) Preparação dos leitos implantários após acesso ao interior do seio. (C) Colocação dos implantes na crista alveolar atrofada. (D) Preenchimento da cavidade sinusal com material de enxerto particulado. (E) Cobertura do defeito com membrana de colagénio reabsorvível. (F) Encerramento do retalho mucoperiosteal com sutura. Imagens cedidas por António Mano Azul

2.3.4. Preservação e regeneração alveolar pós-extração

A preservação alveolar, ou «socket preservation», designa o conjunto de técnicas realizadas imediatamente após uma extração com o objetivo de limitar a reabsorção da crista e conservar, tanto quanto possível, a altura e a espessura do osso alveolar para futura colocação de implante. Está particularmente indicada quando se prevê a instalação de um implante no local, sobretudo em zonas estéticas ou em setores onde se antecipa uma reabsorção rápida, como na presença de tábuas vestibulares finas ou destruídas. O princípio consiste em preencher o alvéolo com um biomaterial, seja autógeno, alogénico, xenogénico ou sintético, eventualmente recoberto por uma membrana barreira, de forma a estabilizar o coágulo, suportar os tecidos moles e orientar a regeneração óssea. Ao longo dos meses, este material é progressivamente substituído por osso neoformado, permitindo manter dimensões da crista mais favoráveis à colocação de implante do que na cicatrização espontânea (Kale et al., 2023).

Neste contexto, o osso dentário autógeno (ATB) tem emergido como uma opção interessante para a preservação da crista. Uma meta-análise recente que incluiu

oito estudos demonstrou que a utilização de ATB em procedimentos de preservação alveolar permite reduzir a perda de largura do rebordo, com uma diferença média de aproximadamente $-0,72$ mm, e resulta numa proporção média de osso neoformado próxima de 40%, com cerca de 12% de enxerto residual. Os melhores resultados em termos de neoformação óssea foram observados quando o ATB era obtido tanto da raiz como da coroa do dente, enquanto a desmineralização completa parecia reduzir a percentagem de osso neoformado. Do ponto de vista clínico, estes procedimentos de preservação podem reduzir, em casos de perdas vestibulares severas, a necessidade de cirurgias de aumento em múltiplas fases; contudo, apesar de uma redução estatisticamente significativa da reabsorção horizontal e vertical, estimada entre 16 e 40% em comparação com cicatrização não assistida, o real impacto clínico desta diferença permanece discutível, e nenhum material ou protocolo satisfaz ainda plenamente todas as exigências (Solyom et al., 2023).

As xenoenxertos bovinos liofilizadas têm igualmente sido amplamente estudadas na preservação alveolar. Trabalhos que compararam alvéolos preenchidos com grânulos de DBB ou DBBM associados a membrana de colagénio com locais deixados à cicatrização espontânea demonstraram que os sítios enxertados preservam melhor o contorno vestibular e permitem, no momento da colocação do implante, a utilização de implantes de maior diâmetro, com menor necessidade de enxertos adicionais. Num dos ensaios, o preenchimento alveolar com grânulos de osso bovino desmineralizado e liofilizado foi associado a excelente cicatrização dos tecidos moles e duros, enquanto noutro estudo a alteração do perfil vestibular foi mais acentuada no grupo de extração isolada, cerca de 2,15 mm, do que no grupo tratado com DBBM e membrana de colagénio, cerca de 1,26 mm, confirmando o efeito protetor destes biomateriais sobre as dimensões da crista (Sah et al., 2025). Globalmente, estes dados sugerem que, embora a preservação alveolar não elimine completamente a reabsorção pós-extração, permite reduzir a perda óssea, simplificar a fase implantar e, frequentemente, possibilitar a utilização de implantes mais largos com menor recurso a cirurgias complementares.

2.4. Indicações e contraindicações gerais dos enxertos ósseos

Atualmente, os enxertos ósseos tornaram-se procedimentos amplamente utilizados na implantologia; contudo, as suas indicações devem ser sempre ponderadas tendo em conta os critérios anatómicos locais, o estado sistémico do paciente e o perfil de complicações esperado (Zhao et al., 2021; Ferraz, 2023). As revisões mais recentes salientam a importância de um planeamento terapêutico global, no qual a decisão de realizar um enxerto, bem como a escolha do tipo de material enxertado, deve basear-se numa análise cuidadosa da relação risco-benefício, e não apenas na presença de uma insuficiência volumétrica (Frantzopoulos et al., 2025).

2.4.1. Critérios anatómicos e cirúrgicos

Os enxertos ósseos estão localmente indicados quando o volume ósseo é insuficiente para a colocação de implantes em número, comprimento e posição adequados, assegurando simultaneamente um envolvimento ósseo suficiente e um perfil de emergência compatível com os objetivos funcionais e estéticos (Misch, 2012; Ferraz, 2023). Esta situação inclui cristas alveolares reabsorvidas horizontal ou verticalmente, pneumatização do seio maxilar, defeitos combinados complexos, bem como determinadas perdas ósseas traumáticas ou pós-tumorais (Ferraz, 2023). Por outro lado, defeitos demasiado extensos com paredes desfavoráveis, sítios infetados ou tecidos moles cicatriciais pouco vascularizados podem constituir contraindicações relativas a uma regeneração imediata, devido ao elevado risco de exposição e falha do processo regenerativo (Zhao et al., 2021).

A escolha da técnica depende da morfologia do defeito, da proximidade de estruturas anatómicas sensíveis (seio maxilar, nervo alveolar inferior, forame mentoniano) e da possibilidade de obter um encerramento primário sem tensão (Ma et al., 2021). Uma revisão recente sobre as complicações associadas aos procedimentos de aumento ósseo demonstrou que a deiscência dos retalhos e a exposição de membranas ou blocos ósseos estão fortemente associadas a um encerramento sob tensão, a retalhos mal desenhados e a defeitos difíceis de recobrir, confirmando o papel central da gestão dos tecidos moles na indicação

e no planeamento das greffes (Sanz-Sánchez et al., 2022). Em determinadas situações de défice vertical severo ou de altura óssea muito limitada, a necessidade de um enxerto deve ser ponderada em comparação com soluções “sem enxerto”, como implantes curtos ou inclinados, que podem representar um compromisso aceitável entre invasividade, duração do tratamento e previsibilidade, sobretudo em pacientes de risco ou pouco motivados para este tipo de cirurgia (Frantzopoulos et al., 2025).

Além disso, a viabilidade técnica da cirurgia deve igualmente ser considerada, particularmente nos sectores posteriores mandibulares. Nestas regiões, a abertura bucal limitada e o espaço operatório reduzido dificultam a manipulação dos instrumentos e dos guias cirúrgicos, o que pode originar discrepâncias entre a posição implantar planeada e a posição efetivamente obtida (Gong et al., 2024).

2.4.2. Fatores sistémicos e condições do paciente

As condições gerais do paciente constituem um dos principais determinantes na indicação de enxertos ósseos. Uma revisão recente sobre a gestão dos fatores de risco sistémicos antes do tratamento implantar destaca a necessidade de uma anamnese médica detalhada para identificar patologias suscetíveis de aumentar a morbilidade ou o risco de insucesso, nomeadamente a diabetes mal controlada, doenças cardiovasculares graves, imunodeficiências, osteoporose, antecedentes de radioterapia dos maxilares, bem como tratamentos com bifosfonatos ou outros fármacos antirreabsortivos (Yu et al., 2021). Nestes pacientes, a implantologia e os enxertos não estão necessariamente contraindicados, mas exigem uma estabilização prévia da doença, a limitação dos volumes enxertados, protocolos cirúrgicos menos invasivos e um acompanhamento mais rigoroso, sendo que as complicações afetam sobretudo a cicatrização inicial e não tanto a sobrevivência implantar a longo prazo (Yu et al., 2021; Sousa & Vera, 2024).

Algumas situações permanecem, no entanto, próximas de contraindicações, como a radioterapia recente ou de dose elevada nos maxilares, tratamentos prolongados com fármacos antirreabsortivos intravenosos no contexto de doenças malignas, patologias ósseas raras associadas a alterações da

vascularização ou doenças sistêmicas graves não controladas (Yu et al., 2021). O tabagismo intenso, o alcoolismo, a má higiene oral e os antecedentes de periodontite não controlada constituem igualmente fatores de risco importantes para complicações e falhas dos enxertos, justificando programas de cessação tabágica, motivação e, quando necessário, simplificação do plano de tratamento ou recurso a soluções protéticas menos invasivas (Sanz-Sánchez et al., 2022; Sousa & Vera, 2024).

2.4.3. Complicações e limitações biológicas

As complicações associadas aos enxertos ósseos ocorrem sobretudo durante a fase de cicatrização local, sendo a deiscência dos retalhos e a exposição das membranas ou dos materiais enxertados as mais frequentes. Estas situações podem conduzir a infeção e à perda parcial ou total do volume enxertado (Sanz-Sánchez et al., 2022). A frequência destes eventos está intimamente relacionada com o desenho dos retalhos, a qualidade do encerramento primário sem tensão, o volume do enxerto e fatores do hospedeiro, como o tabagismo, a higiene oral ou determinadas comorbilidades (Sanz-Sánchez et al., 2022; Sousa & Vera, 2024).

Do ponto de vista biológico, os enxertos continuam também limitados pela sua capacidade de remodelação. Os enxertos autógenos podem sofrer uma reabsorção precoce significativa, enquanto as xenogrefes e alguns biomateriais apresentam uma reabsorção muito lenta, podendo persistir partículas parcialmente inertes no interior do tecido ósseo neoformado (Zamure-Damberg et al., 2024; Sohn & Oh, 2019). Estas limitações explicam que, apesar das elevadas taxas de sobrevivência implantar, os procedimentos de aumento ósseo devam ser reservados às situações em que o benefício funcional e estético esperado ultrapassa claramente o risco de complicações, tendo em conta o perfil sistémico e local de cada paciente (Frantzopoulos et al., 2025; Mahajan et al., 2026).

3. TÉCNICAS CIRÚRGICAS E PROTOCOLOS DE RECONSTRUÇÃO ÓSSEA

3.1. Planeamento pré-operatório e avaliação tridimensional do defeito

O planeamento pré-operatório é determinante para o sucesso das reconstruções ósseas e da reabilitação implanto-suportada, pois permite antecipar a quantidade de osso a reconstruir, a técnica cirúrgica e o momento da colocação dos implantes (Buser et al., 2023). Baseia-se numa análise clínica global — exame intra e extraoral, avaliação periodontal, análise oclusal e estudo do projecto protético — integrando ainda factores sistémicos como o tabagismo, as doenças metabólicas, as terapêuticas farmacológicas e os antecedentes de patologia óssea, que influenciam a cicatrização, a estabilidade do enxerto e o risco de complicações (Yu et al., 2021; Sanz-Sánchez et al., 2022).

A avaliação tridimensional do defeito assenta quase sistematicamente na CBCT, que permite medir com precisão a altura, a largura e a morfologia do rebordo alveolar, bem como a angulação das raízes e dos futuros implantes (Vyas et al., 2023). A análise multiplanar caracteriza a reabsorção horizontal e vertical, identifica paredes residuais favoráveis e localiza estruturas anatómicas de risco, ajudando a decidir se é necessário um aumento ósseo e qual a técnica mais adequada; em paralelo, a informação sobre densidade óssea contribui para prever a estabilidade primária e para escolher entre reconstruções simultâneas à colocação implantar ou em dois tempos cirúrgicos (Ali et al., 2024; Gong et al., 2024).

A integração dos dados radiológicos com o projecto protético, convencional ou digital, permite definir um «volume ósseo alvo» correspondente ao corredor protético ideal, cuja comparação com o volume disponível evidencia os défices a corrigir e orienta a escolha entre regeneração óssea guiada, enxertos de aposição ou interposição e elevação do seio maxilar, bem como entre abordagens em tempo único ou em dois tempos (Buser et al., 2023; Li et al., 2023). Deste modo, o planeamento tridimensional pré-operatório torna-se uma verdadeira ferramenta de decisão, ajustando a estratégia cirúrgica ao contexto anatómico e sistémico do doente e contribuindo para reduzir o risco de complicações ao longo do tratamento (Buser et al., 2023; Findler et al., 2026).

3.2. Instrumentação e protocolos cirúrgicos

A reconstrução óssea exige uma instrumentação planeada para reproduzir o plano tridimensional estabelecido. A integração da CBCT com impressões digitais ou «scans» intraorais permite um planeamento implantar virtual e a utilização de guias cirúrgicas estáticas ou sistemas de cirurgia guiada, o que aumenta a precisão tridimensional dos implantes e a segurança face às estruturas anatómicas, sobretudo em casos edêntulos complexos (Vyas et al., 2023; Azevedo et al., 2024). Vários estudos demonstram uma redução significativa dos desvios lineares e angulares entre a posição planeada e a posição real dos implantes, traduzindo-se numa melhor concordância com o projecto protético e num menor risco de complicações (Azevedo et al., 2024; Putra et al., 2021).

Nos enxertos autógenos, é igualmente essencial seleccionar a técnica de colheita mais apropriada. Para além dos blocos cortico-esponjosos, o osso particulado assume um papel crescente pela sua versatilidade em defeitos irregulares. Pode ser obtido por trituração de pequenos blocos em moinhos específicos, por dispositivos de piezocirurgia, por filtros de aspiração durante as osteotomias («bone traps») ou com raspadores ósseos, permitindo modular o tamanho das partículas e a proporção de osso cortical e esponjoso (Miron, 2023). Este tipo de colheita facilita a combinação do osso autógeno com biomateriais em protocolos de regeneração óssea guiada e, em muitos casos, reduz o volume de bloco autógeno necessário, contribuindo para diminuir a morbilidade do local dador (Miron, 2023; Buser et al., 2023).

A gestão dos retalhos mucoperiósteos é outro elemento crítico, pois condiciona o encerramento primário e o risco de deiscência. O desenho do retalho, a extensão da libertação periosteal e a escolha das suturas influenciam directamente a exposição da membrana ou do enxerto (Kim, 2020; Zugrav et al., 2024). Em reconstruções horizontais e verticais, podem ser necessários retalhos combinados e incisões de descarga para obter um encerramento sem tensão, preservando simultaneamente a vascularização e a largura de gengiva queratinizada; por isso, o acesso cirúrgico e a quantidade de tecido mole disponível devem ser antecipados desde o planeamento (Zugrav et al., 2024; Hu et al., 2025). A sequência de fresagem, o recurso à cirurgia guiada e a estratégia

de retalho integram, assim, o protocolo de reconstrução e devem ser ajustados ao tipo de enxerto e ao momento da colocação implantar, seja em tempo único ou em dois tempos cirúrgicos (Buser et al., 2023; Kim, 2020).

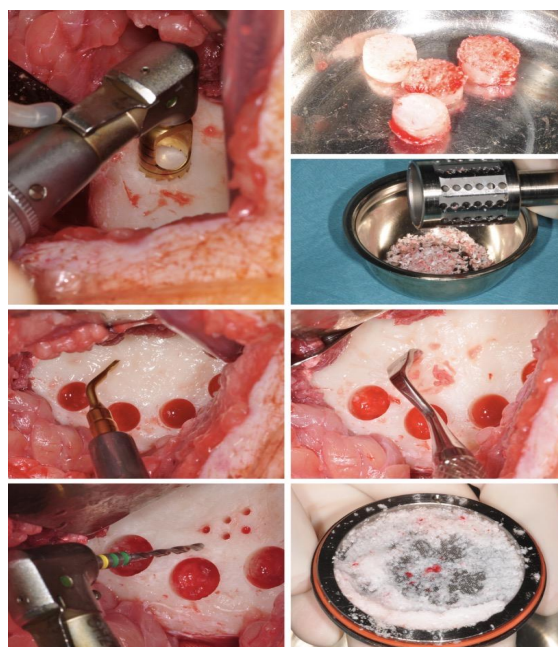


Figura 9. Instrumentação utilizada para a colheita de osso autógeno através de quatro métodos cirúrgicos distintos: (1) moinho ósseo, (2) dispositivo de piezocirurgia, (3) poeira/pasta óssea e (4) raspador ósseo. Adaptado de (Miron, 2023)

3.2.1. Enxertos em tempo único (colocação simultânea do implante)

Os enxertos realizados em tempo único consistem na associação, na mesma sessão operatória, da reconstrução óssea com a colocação do implante no seu leito definitivo. Este protocolo está indicado quando o volume ósseo residual permite obter uma estabilidade primária suficiente do implante, apesar da presença de um defeito ósseo localizado que exija ganho horizontal ou preenchimento de deiscências, tipicamente em defeitos horizontais moderados ou lesões do tipo “2–3 paredes” (Buser et al., 2023; Li et al., 2023). Na prática, o implante é posicionado de acordo com o projeto protético e o defeito é posteriormente preenchido com um material de enxerto particulado (autógeno, xenógeno ou aloplástico, isoladamente ou em mistura), recoberto por uma

membrana de regeneração para estabilizar o coágulo e proteger a área regenerativa, seguido de um encerramento mucoperiósteo sem tensão (Buser et al., 2023).

Esta abordagem apresenta várias vantagens clínicas: reduz o número de intervenções, encurta a duração global do tratamento e limita a morbidade para o paciente, permitindo simultaneamente otimizar o volume ósseo em torno das espiras do implante desde a fase inicial de cicatrização (Buser et al., 2023). Dados provenientes de grandes coortes mostram ainda que, quando a estabilidade primária é assegurada e os princípios da regeneração óssea guiada são respeitados (estabilidade do enxerto, encerramento hermético, controlo da infeção), as taxas de sucesso dos implantes colocados com aumento simultâneo são comparáveis às dos implantes inseridos em osso nativo (Findler et al., 2026). Os principais riscos incluem a exposição da membrana ou do enxerto em caso de tensão excessiva dos retalhos ou de insuficiência de tecido queratinizado, o que exige um planeamento rigoroso das incisões, uma adequada libertação dos retalhos e uma gestão cuidadosa dos tecidos moles (Sanz-Sánchez et al., 2022).

Na prática clínica, o enxerto em tempo único é privilegiado quando o defeito é moderado, quando a altura e a largura residuais permitem a ancoragem do implante num volume ósseo suficiente, quando o contexto estético é controlável e quando o paciente apresenta um perfil sistémico favorável. Pelo contrário, quando a estabilidade primária é incerta na análise tridimensional ou quando o ganho ósseo necessário é significativo, recomenda-se optar por um protocolo em dois tempos, de forma a não comprometer nem o enxerto nem a osteointegração (Yu et al., 2023; Buser et al., 2023).

3.2.2. Enxertos em dois tempos cirúrgicos (pré-implantares)

Os enxertos em dois tempos cirúrgicos consistem em realizar, numa primeira fase, a reconstrução óssea e, numa segunda fase, diferir a colocação dos implantes até se obter um volume e uma qualidade óssea considerados suficientes. Este protocolo está indicado em defeitos severos, quer horizontais, verticais ou combinados, quando o volume residual não permite garantir uma estabilidade primária fiável ou quando a proximidade de estruturas anatómicas críticas exige um ganho ósseo substancial antes da colocação implantar (Li et

al., 2023; Mahajan et al., 2026). Dependendo da situação, a reconstrução pode recorrer a enxertos de aposição, enxertos de interposição, elevação do seio maxilar ou técnicas avançadas de regeneração óssea guiada, frequentemente com uma componente significativa de osso autógeno, de forma a otimizar o potencial regenerativo (Buser et al., 2023; Mahajan et al., 2026).

Do ponto de vista operatório, a primeira etapa visa restabelecer um volume ósseo compatível com o projeto implantar: preparação do leito recetor por decorticação, adaptação e fixação rígida de um bloco ósseo ou colocação de um enxerto particulado sob uma membrana, seguida de um encerramento mucoperiósteo hermético. Após um período de cicatrização de vários meses, uma nova avaliação clínica e radiológica permite verificar o ganho ósseo obtido e planear a posição dos implantes no volume reconstruído (Mahajan et al., 2026). Embora esta estratégia implique um tempo de tratamento mais prolongado e, frequentemente, maior morbilidade, apresenta a vantagem de permitir um aumento mais controlado e previsível de defeitos volumétricos significativos, evitando a colocação de implantes em ambientes ósseos inadequados (Li et al., 2023; Mahajan et al., 2026).

Revisões recentes demonstram que, nas reconstruções horizontais e verticais de grande extensão, as taxas de sobrevivência implantar permanecem elevadas quando a colocação dos implantes é diferida, embora com variabilidade associada ao tipo de enxerto, ao local dador e à técnica utilizada (Ma et al., 2021; Mahajan et al., 2026). A análise comparativa entre protocolos simultâneos e em dois tempos sugere que o recurso a enxertos pré-implantares é particularmente relevante em defeitos complexos, em contextos estéticos de elevado risco ou em situações de qualidade óssea desfavorável, onde a prioridade é garantir a reconstrução antes da colocação dos implantes (Yu et al., 2023; Buser et al., 2023). Assim, a escolha entre tempo único e dois tempos não depende apenas de considerações técnicas, mas de uma avaliação global que integra a morfologia do defeito, a estabilidade esperada, as limitações anatómicas e as expectativas do paciente, numa perspetiva de previsibilidade a longo prazo.

3.3. Cicatrização e integração dos enxertos

A cicatrização das reconstruções ósseas pré-implantares baseia-se em princípios biológicos bem estabelecidos, cuja expressão clínica depende sobretudo da estabilidade mecânica do local, da vascularização e da proteção do espaço regenerativo. Revisões recentes sobre regeneração óssea guiada salientam que o encerramento primário, a manutenção de um espaço estável, a imobilização do enxerto e o controlo da contaminação bacteriana são condições essenciais para obter resultados previsíveis. Na prática, isto traduz-se numa preparação atraumática do leito recetor, numa fixação rigorosa do material de enxerto e da membrana, bem como num encerramento mucoperiósteo sem tensão, permitindo uma cicatrização inicial protegida e reduzindo o risco de deiscência ou exposição precoce (Kim & Ku, 2020; Buser et al., 2023).

3.3.1. Vascularização, remodelação e substituição óssea

Do ponto de vista clínico, a cicatrização de um enxerto pode ser dividida em três fases principais: uma fase inicial de organização do coágulo e angiogénese, uma fase de formação de osso imaturo e uma fase de remodelação e substituição progressiva por osso mais maduro. Durante as primeiras semanas, a estabilidade do coágulo e da membrana permite a rápida invasão do local por células endoteliais e osteoprogenitoras provenientes do osso recetor e dos tecidos adjacentes, condição essencial para o estabelecimento de uma rede vascular funcional e para a formação de osso imaturo que consolida o volume reconstruído (Kim & Ku, 2020; Buser et al., 2023). Este tecido ósseo imaturo é posteriormente remodelado e substituído por osso lamelar mais organizado, capaz de suportar as cargas mecânicas associadas aos implantes e à função mastigatória (Buser et al., 2023).

O comportamento a longo prazo depende estreitamente das características de reabsorção do material de enxerto e da capacidade de manutenção do espaço regenerativo. Materiais de reabsorção lenta, como alguns xenoenxertos ou aloplásticos, asseguram boa estabilidade volumétrica, mas deixam persistir uma proporção de partículas inertes, enquanto materiais mais reabsorvíveis favorecem uma substituição mais completa por osso vital, embora com maior

risco de perda volumétrica (Buser et al., 2023; Zhang et al., 2025). Estudos recentes indicam que a qualidade da integração não depende apenas da quantidade de osso visível em imagiologia, mas de um equilíbrio entre manutenção de volume, proporção de osso neoformado e capacidade de remodelação ao redor dos implantes, o que exige a adaptação dos tempos de cicatrização ao tipo de defeito e ao material utilizado (Kim & Ku, 2020; Buser et al., 2023).

3.3.2. Fatores que influenciam a integração do enxerto

Os fatores determinantes da integração de um enxerto estão sobretudo relacionados com a técnica cirúrgica, o contexto do paciente e as características do defeito, mais do que com o biomaterial isoladamente. Do ponto de vista operatório, a estabilidade do enxerto e da membrana, a ausência de micromovimentos e o encerramento sem tensão estão consistentemente associados a melhores resultados regenerativos, enquanto o sobrepreenchimento, a tensão excessiva dos retalhos ou um desenho inadequado das incisões aumentam o risco de deiscência, exposição da membrana e redução do ganho ósseo (Kim & Ku, 2020; Buser et al., 2023). Num ensaio clínico randomizado recente, Giragosyan et al. (2024) demonstraram que a taxa de complicações de cicatrização após aumento de crista está diretamente correlacionada com o ganho ósseo obtido: os locais com exposição ou deiscência associadas a malhas de titânio personalizadas ou membranas reforçadas apresentaram ganhos significativamente inferiores aos locais cicatrizados sem complicações.

Os fatores relacionados com o paciente desempenham igualmente um papel central: tabagismo, diabetes mal controlada, antecedentes de periodontite severa, higiene oral deficiente ou terapêuticas que interferem com o metabolismo ósseo estão associados a maior incidência de exposições de membrana, infecções e perdas parciais de enxerto (Yu et al., 2021; Sanz-Sánchez et al., 2022). Por fim, a dimensão e a complexidade do defeito influenciam diretamente o tempo necessário antes da colocação dos implantes ou da carga funcional: em aumentos volumétricos importantes, vários autores recomendam prolongar o período de cicatrização para além de seis meses, de forma a permitir uma

maturação óssea adequada e reduzir o risco de reabsorção secundária e instabilidade a longo prazo (Kim & Ku, 2020; Buser et al., 2023). Assim, a integração bem-sucedida de um enxerto resulta da interação de fatores cirúrgicos, protéticos e sistêmicos, integrados desde o planeamento e controlados ao longo de todo o tratamento (Buser et al., 2023; Giragosyan et al., 2024).

3.4. Complicações e gestão clínica

Os procedimentos de enxerto ósseo e regeneração óssea guiada são globalmente previsíveis, mas continuam associados a um risco não negligenciável de complicações intra e pós-operatórias. Estes eventos podem variar desde incidentes menores, sem impacto significativo no resultado final, até situações que conduzem à perda parcial ou total do enxerto e à necessidade de reintervenção (Sanz-Sánchez et al., 2022; Kim & Ku, 2020). A compreensão das complicações mais frequentes, dos seus fatores de risco e das estratégias de gestão permite limitar o seu impacto clínico e melhorar o prognóstico implantar (Sanz-Sánchez et al., 2022; Tay et al., 2022).

3.4.1. Complicações intraoperatórias

As complicações intraoperatórias ocorrem durante a intervenção de reconstrução ou durante a colocação simultânea dos implantes. Incluem hemorragias abundantes, lesões de estruturas anatómicas (nervo alveolar inferior, forame mentoniano, seio maxilar), perfurações da membrana sinusal, fraturas de corticais finas ou lacerações dos retalhos (Sanz-Sánchez et al., 2022; Kim, 2020). A maioria destes eventos está diretamente relacionada com o planeamento pré-operatório e com a técnica cirúrgica: uma análise rigorosa por CBCT, a identificação das estruturas vasculonervosas e a escolha de técnicas adaptadas à morfologia do defeito permitem reduzir significativamente a sua incidência (Vyas et al., 2023; Gong et al., 2024).

Na prática clínica, a gestão destas complicações baseia-se em medidas imediatas e específicas. Em caso de hemorragia importante, a compressão local, o uso de agentes hemostáticos e, se necessário, a ligadura ou coagulação

cuidadosa dos vasos permitem, na maioria dos casos, controlar a situação sem comprometer o procedimento (Sanz-Sánchez et al., 2022). As perfurações da membrana sinusal, frequentes nas elevações por via lateral, podem frequentemente ser tratadas com a colocação de membranas de cobertura ou com a modificação da janela cirúrgica, desde que identificadas e tratadas precocemente (Kim & Ku, 2020). As lacerações dos retalhos e a impossibilidade de obter um encerramento sem tensão devem ser consideradas sinais de alerta: nestes casos, pode ser preferível reduzir o volume do enxerto ou adiar parte da reconstrução, evitando o risco de deiscência precoce e exposição do material (Buser et al., 2023; Sanz-Sánchez et al., 2022).

3.4.2. Complicações pós-operatórias precoces e tardias

As complicações pós-operatórias dividem-se em precoces, nas primeiras semanas, e tardias, após a fase inicial de cicatrização. As mais frequentes são a deiscência dos tecidos moles com exposição de membrana ou enxerto, infecções locais, dor ou edema prolongado e, mais raramente, alterações neurossensoriais, sendo a exposição da membrana ou do enxerto a complicação predominante, podendo reduzir o ganho ósseo ou mesmo conduzir à perda da reconstrução, consoante a sua extensão, o momento de aparecimento e a presença de infeção (Kim & Ku, 2020; Sanz-Sánchez et al., 2022).

O encerramento primário sem tensão é o fator cirúrgico mais crítico para prevenir a deiscência e o insucesso da regeneração óssea guiada, ao passo que um encerramento sob tensão aumenta significativamente o risco de abertura da sutura, exposição do enxerto e perda de volume regenerado (Kim & Ku, 2020; Sanz-Sánchez et al., 2022). Assim, o planeamento dos retalhos, a libertação periosteal, a escolha das suturas e a gestão pós-operatória dos tecidos moles são determinantes, sobretudo em reconstruções extensas (Kim & Ku, 2020; Zugrav et al., 2024).

Do ponto de vista clínico, exposições limitadas e não infetadas podem, muitas vezes, ser tratadas de forma conservadora, com clorohexidina, reforço da higiene e vigilância apertada, aceitando-se habitualmente um ganho ósseo inferior ao de cicatrizações sem intercorrências (Kim & Ku, 2020; Tay et al., 2022). Já exposições extensas ou associadas a dor, supuração ou tumefação

exigem, em geral, a remoção parcial ou total da membrana e, se necessário, do material de enxerto, para controlar a infeção e limitar a perda óssea, sabendo-se que nestes casos o ganho vertical tende a ser significativamente menor (Sanz-Sánchez et al., 2022; Tay et al., 2022; Giragosyan et al., 2024).

A longo prazo, podem ocorrer reabsorções volumétricas excessivas, perda óssea marginal peri-implantar ou peri-implantite, o que justifica controlos clínicos e radiográficos regulares, um seguimento protético rigoroso e programas de manutenção adaptados ao risco individual, especialmente em doentes com história de periodontite ou hábitos tabágicos (Yu et al., 2021; Buser et al., 2023; Zhang et al., 2025). As principais complicações e respetivas estratégias de prevenção e tratamento encontram-se sintetizadas na Tabela 3, que integra esta discussão numa perspetiva de gestão global do risco ao longo do tratamento.

4. TÉCNICAS COMPLEMENTARES E ABORDAGENS INOVADORAS EM REGENERAÇÃO ÓSSEA

4.1. Regeneração óssea guiada (ROG / GBR)

4.1.1. Princípios biológicos e fundamentos técnicos

As membranas de regeneração tecidual e óssea guiada são elementos-chave na regeneração periodontal e peri-implantar, assegurando a exclusão celular seletiva e a manutenção do espaço de regeneração, ao funcionarem como barreiras entre o retalho de tecidos moles e o defeito ósseo e favorecerem a colonização por células osteogénicas e periodontais em detrimento dos fibroblastos (Alqahtani et al., 2023; Mizraji et al., 2023; Wang et al., 2023).

Classificam-se, de forma geral, em membranas reabsorvíveis (à base de colagénio ou de polímeros sintéticos) e não reabsorvíveis (PTFE expandido ou denso, por vezes reforçado com titânio) (Alqahtani et al., 2023; Mizraji et al., 2023). As reabsorvíveis são atualmente as mais utilizadas, por dispensarem uma segunda cirurgia, apresentarem melhor integração tecidual e um perfil de complicações mais favorável, embora ofereçam menor controlo da estabilidade volumétrica a longo prazo (Alqahtani et al., 2023; Lima-Sánchez et al., 2025). As

não reabsorvíveis mantêm indicação em defeitos complexos ou quando é crítica a manutenção do espaço, mas associam-se a maior risco de exposição e a maior morbidade operatória (Wang et al., 2023; Mizraji et al., 2023).

Entre as membranas reabsorvíveis, as de colagénio constituem o padrão de referência pela biocompatibilidade, facilidade de manuseamento e propriedades hemostáticas e quimiotáticas, embora a degradação por vezes demasiado rápida tenha motivado o desenvolvimento de colagénios reticulados e membranas compósitas colagénio-polímero, visando prolongar a estabilidade mecânica (Alqahtani et al., 2023; Mizraji et al., 2023; Lima-Sánchez et al., 2025). As membranas poliméricas sintéticas (PLA, PGA, PLGA, PCL) permitem modular com maior precisão a cinética de degradação e as propriedades mecânicas, mas os seus subprodutos podem induzir resposta inflamatória local (Lima-Sánchez et al., 2025).

Evidência recente destaca a importância de características como a micro- e nanoarquitetura, a porosidade, a hidrofília e o grau de reticulação, que condicionam a adesão celular, a vascularização e a neoformação óssea, bem como o interesse crescente de membranas «ativas» ou biofuncionalizadas com fatores de crescimento, agentes antimicrobianos ou moléculas pró-regenerativas, especialmente em defeitos complexos (Alqahtani et al., 2023; Lima-Sánchez et al., 2025; Wang et al., 2023). Apesar da diversidade de opções, o sucesso clínico depende tanto da seleção adequada da membrana e do protocolo cirúrgico como das propriedades intrínsecas do biomaterial utilizado (Wang et al., 2023; Mizraji et al., 2023).

4.1.2. Membranas reabsorvíveis e não reabsorvíveis

As membranas utilizadas na regeneração óssea guiada (ROG) dividem-se, de forma geral, em reabsorvíveis e não reabsorvíveis, e a sua escolha influencia diretamente a abordagem cirúrgica, a gestão pós-operatória e o perfil de complicações (Alqahtani et al., 2023; Mizraji et al., 2023; Abtahi et al., 2023; Li et al., 2023). A decisão entre uma membrana reabsorvível (RES) e uma não reabsorvível (N-RES) constitui um aspeto crítico do planeamento, resultando de um equilíbrio entre a necessidade de manutenção do espaço de regeneração e o objetivo de minimizar o risco de intercorrências (Patil et al., 2023).

As membranas reabsorvíveis, sobretudo à base de colagénio, constituem atualmente a primeira escolha na maioria das aumentações horizontais (Buser et al., 2023). Evitam uma segunda intervenção para remoção, reduzindo a morbilidade e simplificando o tratamento, e apresentam um perfil de segurança favorável em caso de exposição precoce, uma vez que tendem a degradar-se espontaneamente, limitando as consequências sobretudo à perda parcial do volume enxertado. As principais limitações prendem-se com a reduzida rigidez, que compromete o suporte dos tecidos moles em defeitos extensos, e com uma degradação por vezes rápida, que pode encurtar o tempo de função de barreira, especialmente em defeitos de grande dimensão ou em contexto inflamatório (Mizraji et al., 2023; Abtahi et al., 2023).

As membranas não reabsorvíveis, como o PTFE e as malhas de titânio, mantêm um papel fundamental nas reconstruções tridimensionais complexas e nos aumentos verticais, graças à sua elevada capacidade de manutenção do espaço e estabilidade dimensional (Mizraji et al., 2023). Em contrapartida, associam-se a maior incidência de exposições e à necessidade de uma segunda cirurgia para remoção, aumentando a morbilidade e a complexidade do tratamento; exposições de membranas reforçadas com titânio podem reduzir o volume regenerado e exigem abordagem específica, e o uso histórico de e-PTFE exposto esteve associado a colonização bacteriana e perdas substanciais do enxerto (Li et al., 2023; Mizraji et al., 2023).

Uma revisão sistemática recente indica que membranas reabsorvíveis e não reabsorvíveis podem alcançar eficácia semelhante em termos de formação óssea, embora com perfis de complicações e exigências técnicas distintos (Li et al., 2023). As membranas não reabsorvíveis parecem conservar vantagem quando a manutenção do espaço é crítica, à custa de maior risco de exposição e de cirurgia adicional, enquanto as reabsorvíveis apresentam melhor tolerância clínica e são frequentemente preferidas em reconstruções horizontais ou de complexidade moderada (Alqahtani et al., 2023; Mizraji et al., 2023).

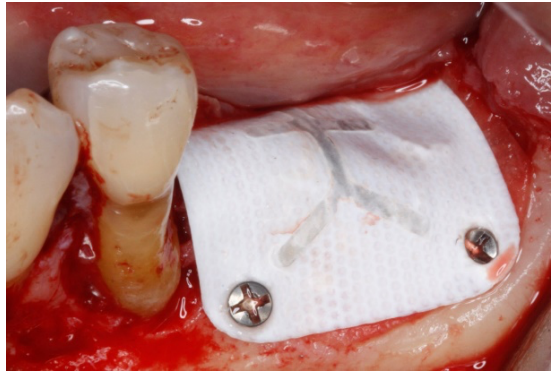


Figura 10. Membrana não reabsorvível fixada com parafusos, utilizada numa elevação do seio maxilar. Imagens cedidas por António Mano Azul



Figura 11. Membrana reabsorvível em colagénio colocada numa regeneração óssea horizontal para aumento da largura da crista óssea. Imagens cedidas por António Mano Azul

4.1.3. Indicações, vantagens e limitações

A regeneração óssea guiada (ROG) constitui uma opção privilegiada para defeitos localizados em que a morfologia da crista não permite uma colocação implantar proteticamente guiada, mas é compatível com reconstrução mediante biomateriais e membrana de barreira (Costa et al., 2025; Buser et al., 2023). Está particularmente indicada em setores posteriores edêntulos com reabsorção horizontal ou combinada moderada, na correção de defeitos peri-implantares de deiscência ou fenestração ≥ 2 mm e em procedimentos de preservação ou regeneração alveolar quando a perda de volume pós-extração possa comprometer um futuro plano implantar; pode ser realizada simultaneamente à

colocação do implante, se houver estabilidade primária adequada, ou de forma diferida em atrofia horizontal ou vertical mais severas (Costa et al., 2025; Solyom et al., 2023; Kim & Ku, 2020; Nourah, 2025; Findler et al., 2026).

O principal benefício da ROG é ser uma técnica «donor-site-sparing», permitindo frequentemente evitar enxertos em bloco autógenos e, conseqüentemente, uma cirurgia adicional de colheita, com menor morbidade, dor pós-operatória e risco anatômico (Ma et al., 2021; Heimes et al., 2023; Frantzopoulos et al., 2025). A literatura descreve ganhos ósseos clinicamente relevantes, incluindo aumento vertical, e taxas de sobrevivência dos implantes em osso regenerado frequentemente superiores a 90–92%, comparáveis às obtidas em osso nativo quando as indicações e os protocolos são rigorosamente cumpridos (Costa et al., 2025; Findler et al., 2026). A técnica é ainda altamente adaptável, permitindo combinar diferentes enxertos particulados (autógenos, xenogênicos, aloplásticos ou dentinários autólogos) e vários tipos de membrana em função da configuração do defeito, do biótipo, dos fatores de risco e das expectativas do doente; desenvolvimentos recentes em engenharia tecidual, como constructos ósseos e «scaffolds» personalizados em β -TCP, tendem a alargar o espectro de indicações (Zhao et al., 2021; Solyom et al., 2023; Xu et al., 2024; Schönegg et al., 2024).

Em contrapartida, a previsibilidade da ROG é fortemente dependente da execução cirúrgica, nomeadamente do planeamento, do desenho dos retalhos e da gestão dos tecidos moles. O encerramento primário sem tensão é um requisito essencial, sendo que a sua falha se associa a deiscência, exposição da membrana e possível perda parcial ou total do volume regenerado, com necessidade de novas cirurgias (Buser et al., 2023; Sanz-Sánchez et al., 2022). Os protocolos diferidos implicam ainda tempos de cicatrização prolongados antes da colocação dos implantes, aumentando a duração global da reabilitação (Kim & Ku, 2020; Costa et al., 2025). A presença de fatores de risco locais ou sistêmicos, como tabagismo, antecedentes de periodontite, má higiene oral ou doenças sistêmicas não controladas, exige seleção rigorosa dos casos e otimização prévia das condições gerais e, em atrofia severas, pode justificar o recurso a alternativas como enxertos «onlay»/«inlay», distração osteogénica ou

reconstruções com malhas de titânio personalizadas (Mahajan et al., 2026; Frantzopoulos et al., 2025).

4.2. Adjuvantes biológicos e biomoléculas

4.2.1. Plasma rico em fibrina (PRF) e plasma rico em plaquetas (PRP)

Os concentrados sanguíneos autólogos, em particular o plasma rico em plaquetas (PRP) e o plasma rico em fibrina (PRF), representam uma evolução significativa na otimização da cicatrização tecidular em cirurgia oral e implantar, sendo atualmente utilizados como adjuvantes biológicos para modular a regeneração óssea e mucosa (Alkindi et al., 2021; Marian et al., 2024; Costa et al., 2025). Historicamente, o PRP constituiu a primeira geração destes concentrados; contudo, o seu uso tem vindo a ser progressivamente substituído pelo PRF, uma matriz de segunda geração que apresenta vantagens biológicas e biomecânicas mais favoráveis no contexto da medicina dentária regenerativa (Acerra et al., 2025).

O PRP corresponde a uma fração plasmática enriquecida em plaquetas, utilizada sob a forma líquida ou de gel após ativação, contendo elevadas concentrações de fatores de crescimento, como PDGF, TGF- β , VEGF ou IGF, capazes de estimular a angiogénese, a proliferação celular e a maturação óssea (Alkindi et al., 2021; Acerra et al., 2025). A *umbrella review* de Acerra et al. (2025) demonstra que a adição de PRP a enxertos ou substitutos ósseos pode acelerar determinadas fases da cicatrização e melhorar a densidade óssea precoce, embora o seu impacto no volume ósseo final e nos resultados implantares a longo prazo permaneça heterogéneo, dependendo das indicações e dos protocolos utilizados. Por sua vez, o PRF, obtido por centrifugação sem anticoagulantes, apresenta-se sob a forma de um coágulo de fibrina tridimensional rico em plaquetas, leucócitos e fatores de crescimento, podendo ser transformado em membranas ou *plugs* (Marian et al., 2024; Acerra et al., 2025). A sua matriz fibrinosa densa permite uma libertação mais gradual dos fatores de crescimento em comparação com o PRP, prolongando o efeito trófico sobre os tecidos duros e moles e favorecendo uma cicatrização mais equilibrada (Acerra et al., 2025).

Do ponto de vista clínico, a « *umbrella review* » de Acerra et al. (2025) evidencia que o PRF proporciona benefícios consistentes em periodontologia e implantologia, nomeadamente ao nível da qualidade da cicatrização mucosa, da redução da dor e do edema pós-operatórios, bem como da melhoria de determinados parâmetros ósseos radiológicos. Estas observações estão em consonância com os trabalhos de Marian et al. (2024), que descrevem uma melhor gestão dos tecidos moles e uma diminuição da morbilidade em procedimentos de preservação alveolar e de ROG quando o PRF é integrado no protocolo. Ao nível ósseo, o estudo experimental de Arora et al. (2025) comparou os efeitos do PRF, do PRP e do β -TCP na regeneração de defeitos ósseos cavitários, demonstrando que o PRF apresentou as maiores taxas de preenchimento ósseo e de formação trabecular, seguido do PRP, enquanto o β -TCP isolado revelou desempenhos mais modestos. Estes resultados sugerem que, em condições controladas, o PRF possui um potencial regenerativo superior ao do PRP e ao do substituto ósseo utilizado isoladamente, corroborando observações clínicas que descrevem uma ossificação mais densa e homogênea nos locais tratados (Marian et al., 2024; Acerra et al., 2025).

No contexto da regeneração óssea guiada, o PRP e o PRF devem, contudo, ser encarados como adjuvantes, destinados a otimizar a cicatrização e a qualidade do osso formado, e não como substitutos dos biomateriais estruturais ou dos enxertos responsáveis pela manutenção do espaço e pelo suporte mecânico (Alkindi et al., 2021; Costa et al., 2025). A sua integração no plano de tratamento deve, assim, ser cuidadosamente ponderada em função da configuração do defeito, do tipo de enxerto selecionado e do perfil sistémico do doente, de modo a maximizar os seus benefícios biológicos sem sobrestimar o seu impacto volumétrico a longo prazo (Marian et al., 2024; Acerra et al., 2025).

4.2.2. Fatores de crescimento e proteínas morfogenéticas ósseas

Os fatores de crescimento e as proteínas morfogenéticas ósseas (BMP) regulam a proliferação e diferenciação de células osteoprogenitoras, a angiogénese e a remodelação da matriz, desempenhando um papel central na regeneração óssea; em implantologia, podem ser administrados através de concentrados plaquetários (PRP/PRF) ou por sistemas de libertação controlada integrados em

biomateriais ou constructos de engenharia tecidual (Alkindi et al., 2021; Marian et al., 2024; Costa et al., 2025; Ball et al., 2023; Nicolae et al., 2024). Entre os fatores pleiotrópicos, PDGF, TGF- β , IGF e FGF estimulam a migração e proliferação de células mesenquimatosas, aumentam a síntese de matriz e promovem a neoangiogénese, podendo formas recombinantes como o rhPDGF-BB, quando libertadas de forma controlada a partir de scaffolds biomiméticos, melhorar a quantidade e a qualidade do osso regenerado, desde que a dose e a duração de exposição sejam cuidadosamente ajustadas (Alkindi et al., 2021; Marian et al., 2024; Ball et al., 2023). As BMP, sobretudo BMP-2 e BMP-7, atuam como morfogénios-chave capazes de induzir diferenciação osteoblástica e neoformação óssea em locais com baixo potencial osteogénico, sendo utilizadas em defeitos de dimensão crítica e incorporadas em matrizes de colagénio, cerâmicas fosfocálcicas ou polímeros sintéticos para potenciar o volume de osso neoformado e a integração hospedeiro-enxerto (Nicolae et al., 2024; Marian et al., 2024; Ball et al., 2023).

O seu uso, porém, exige prudência, devido ao custo elevado, à dificuldade em controlar o perfil de libertação e ao risco de edema, inflamação exacerbada ou formação de osso ectópico, pelo que, em algumas indicações periodontais e pré-implantares, alternativas como o rhPDGF-BB, combinado com substitutos osteocondutores (xenógenos ou cerâmicas fosfocálcicas), podem oferecer um perfil de segurança mais favorável (Alkindi et al., 2021; Ball et al., 2023; Nicolae et al., 2024). A escolha do sistema de libertação permanece um desafio central, pois estes mediadores requerem um suporte tridimensional que assegure uma libertação local controlada e a manutenção do espaço de regeneração; na prática, são adsorvidos em matrizes osteocondutoras como matriz óssea desmineralizada, esponjas de colagénio ou cerâmicas bifásicas, que funcionam simultaneamente como suporte mecânico e reservatório biológico (Nicolae et al., 2024; Costa et al., 2025; Ball et al., 2023). No estado atual da evidência, estas biomoléculas devem ser consideradas adjuvantes da regeneração óssea guiada convencional em casos selecionados de defeitos complexos ou com risco acrescido de cicatrização comprometida, sem substituir os protocolos padronizados baseados em enxertos autógenos e substitutos estruturais

amplamente documentados (Costa et al., 2025; Marian et al., 2024; Ball et al., 2023).

4.2.3. Aplicações de células estaminais e engenharia tecidual

A engenharia tecidual óssea representa uma mudança de paradigma na medicina dentária regenerativa, procurando recriar tecido vivo através da tríade células estaminais, sinais biológicos (fatores de crescimento) e “scaffolds” tridimensionais de suporte, em alternativa às abordagens baseadas exclusivamente na osteocondução (Marian et al., 2024; Nicolae et al., 2024). Em implantologia oral, estas estratégias são sobretudo consideradas em defeitos volumosos ou complexos, nos quais as técnicas convencionais de aumento (enxertos autógenos, xenogénicos ou ROG isolada) apresentam limitações em termos de morbilidade, disponibilidade tecidual e previsibilidade a longo prazo (Costa et al., 2025).

As células estaminais mesenquimatosas (MSC) assumem um papel central nestas terapias, pela sua multipotência e capacidade imunomoduladora, tendo as MSC derivadas da medula óssea demonstrado eficácia na regeneração óssea, embora à custa de maior morbilidade de colheita (Nicolae et al., 2024; Marian et al., 2024). Este constrangimento impulsionou o interesse por fontes mais acessíveis, como as células estaminais derivadas do tecido adiposo (ADSCs) e da polpa dentária (DPSCs), que evidenciam resultados muito favoráveis ao nível da angiogénese e da cicatrização tecidual; a revisão sistemática de Dipalma et al. (2025) documenta que, em reconstruções oro-maxilo-faciais, o uso clínico de MSC autólogas ou alogénicas semeadas em biomateriais osteocondutores permite obter regeneração óssea de qualidade, ainda que com protocolos heterogéneos e evidência clínica ainda limitada, sendo as células de origem dentária particularmente promissoras no contexto alveolar peri-implantar e em cristas atróficas (Dipalma et al., 2025; Marian et al., 2024).

A aplicação clínica concretiza-se através de constructs ósseos de engenharia tecidual (“tissue-engineered bone constructs”, TEBC), uma vez que a simples injeção celular se revela ineficaz devido à rápida dispersão das células (Nicolae et al., 2024). As MSC são, assim, cultivadas e fixadas em “scaffolds” tridimensionais que asseguram a manutenção do espaço, o suporte mecânico e

um microambiente favorável à sua sobrevivência e diferenciação; Huang et al. (2023) descrevem uma ampla gama de “scaffolds” biomiméticos — cerâmicas à base de fosfatos de cálcio, biovidros, matrizes poliméricas reabsorvíveis e estruturas híbridas — cujas propriedades, como porosidade, rigidez e cinética de reabsorção, podem ser ajustadas às exigências do complexo maxilofacial, tendo estudos *in vivo* demonstrado que a combinação de MSC, nomeadamente ADSCs, com suportes como o β -TCP permite obter formação óssea significativa e acelerada, melhorando a osteointegração mesmo em situações de estabilidade primária comprometida (Huang et al., 2023; Xu et al., 2024).

Desenvolvimentos recentes combinam células estaminais, “scaffolds” e fatores de crescimento em sistemas de libertação avançados, frequentemente nanoestruturados, como as plataformas de libertação nano-incorporadas descritas por Liang et al. (2025), que permitem a coadministração controlada de MSC e de fatores osteogénicos e angiogénicos (BMP, TGF- β , VEGF), potenciando a diferenciação osteoblástica e a qualidade do osso regenerado em modelos de defeitos críticos, embora subsistam desafios quanto ao controlo preciso da libertação e à segurança a longo prazo (Marian et al., 2024; Liang et al., 2025). Paralelamente, ganham relevo abordagens acelulares (“cell-free”) baseadas em nanopartículas ou vesículas extracelulares (“exosomes”) derivadas de células estaminais, capazes de transportar fatores osteoindutores e material genético para o local da lesão sem necessidade de transplante celular direto, podendo no futuro oferecer soluções mais padronizadas e seguras para regeneração alveolar e reconstruções pré-implantares, em complemento às técnicas de aumento ósseo já estabelecidas (Huang et al., 2023; Liang et al., 2025; Costa et al., 2025).

4.3. Técnicas cirúrgicas alternativas e tecnologias emergentes

Sabe-se, portanto, que a regeneração óssea guiada (ROG/GBR) e os enxertos em bloco constituem padrões clínicos estabelecidos; no entanto, a gestão das atrofia alveolares severas pode, em determinadas situações, exigir abordagens alternativas. Paralelamente, a integração das tecnologias digitais tem vindo a redefinir a previsibilidade destes procedimentos cirúrgicos. Seguidamente, serão

abordadas as técnicas cirúrgicas de expansão e alongamento tecidual, bem como o impacto da fabricação aditiva e da cirurgia guiada.

4.3.1. Distração osteogénica: princípios, indicações e resultados

A distração osteogénica é uma técnica de reconstrução baseada na separação progressiva de dois segmentos após osteotomia controlada, induzindo formação de osso neoformado no espaço de distração sob tração mecânica gradual (Costa et al., 2025; Marian et al., 2024; Nickenig et al., 2023). Aplicada à região alveolar, permite corrigir défices verticais acentuados com aumento concomitante de osso e tecidos moles, evitando um segundo local dador e a morbilidade associada a enxertos autógenos volumosos (Costa et al., 2025; Nickenig et al., 2023).

A «alveolar distraction osteogenesis» (ADO) funciona como uma forma de engenharia tecidual in vivo, na qual um segmento de transporte osteotomizado, mas ainda vascularizado, é progressivamente afastado do osso basal por um distrator intra- ou extraósseo (Marian et al., 2024; Nickenig et al., 2023). O protocolo clássico inclui uma fase de latência de cerca de 7 dias, seguida de distração ativa de 0,5–1 mm/dia e uma fase de consolidação de 2–4 meses, durante a qual o calo de distração se remodela em osso lamelar; variantes mais recentes, como o conceito de Colónia («TRACC»), recorrem a micromovimentos controlados para otimizar a estimulação mecânica e a vascularização (Nickenig et al., 2023; Pérez-Sayáns et al., 2018).

Em implantologia, a ADO está indicada em defeitos verticais severos da crista alveolar, quando o volume ósseo não permite implantes de comprimento padrão e a regeneração óssea guiada ou os enxertos em bloco são limitados pelo ganho vertical, reabsorção ou morbilidade (Costa et al., 2025; Mahajan et al., 2026; Nickenig et al., 2023). Pode alcançar ganhos de 10–12 mm, desde que exista pelo menos 6–7 mm de osso basal residual, sendo também útil em atrofia pós-extração avançadas, sequelas traumáticas ou congénitas e correções tridimensionais complexas (Pérez-Sayáns et al., 2018; Marian et al., 2024; Araujo, 2024).

Os estudos clínicos referem ganhos verticais médios de 7–8 mm e taxas de sobrevivência implantar em torno de 96–97%, semelhantes às de implantes em

osso alveolar nativo (Pérez-Sayáns et al., 2018). Embora enxertos autógenos em onlay possam proporcionar ganhos verticais ligeiramente superiores, a ADO oferece a vantagem de promover simultaneamente ganho de tecidos moles e evitar a morbidade de um local dador, configurando uma alternativa válida em casos selecionados (Wadde et al., 2023).

Apesar disso, continua a ser uma técnica exigente e dependente do operador, associada a complicações como erros de vetor, deiscências mucosas, exposição ou instabilidade do distrator, infecções locais e, mais raramente, fratura do osso basal ou falha mecânica do dispositivo, que podem comprometer o resultado (Araujo, 2024; Pérez-Sayáns et al., 2018; Nickenig et al., 2023). Por este motivo, a ADO deve ser reservada para casos complexos que exijam ganhos verticais significativos, após avaliação rigorosa do defeito, do volume ósseo residual, da duração aceitável do tratamento, da adesão do doente e da experiência cirúrgica, sendo sempre ponderada face a alternativas como enxertos onlay/inlay, malhas de titânio personalizadas ou abordagens de engenharia tecidual (Costa et al., 2025; Marian et al., 2024; Schöneegg et al., 2024).

4.3.2. Expansão da crista alveolar (“ridge splitting”)

O «ridge split», ou técnica de expansão da crista, é uma abordagem cirúrgica para o tratamento de atrofia horizontal da crista alveolar, baseada na separação controlada das corticais para alargar a crista e criar um volume ósseo compatível com a colocação de implantes (Das et al., 2021; Marian et al., 2024). Assenta numa clivagem longitudinal que provoca uma fratura em «madeira verde» da tábua vestibular, gerando um espaço intercortical que pode ser ocupado por implantes, com ou sem enxerto, preservando o capital ósseo existente e permitindo frequentemente a colocação implantar simultânea (Costa et al., 2025; Das et al., 2021; Rahhal et al., 2023).

O sucesso depende fortemente da anatomia: no maxilar, a maior proporção de osso esponjoso permite uma expansão previsível num único tempo com colocação imediata de implantes, enquanto na mandíbula a elevada densidade cortical aumenta o risco de fratura completa e exige uma seleção mais rigorosa das indicações (Das et al., 2021; Mahajan et al., 2026). Protocolos mais recentes recorrem a lâminas e espátulas de expansão, em detrimento de martelos e

osteótomos, permitindo tratar cristas mais estreitas desde que se preserve o retalho vestibular e o periósteo, essenciais para a vascularização da tábua fraturada e para a cicatrização (Das et al., 2021; Marian et al., 2024).

As principais indicações são atrofia horizontal moderada a severa, em que a largura crestária é insuficiente para um posicionamento implantar proteticamente guiado, mas a altura óssea ainda permite estabilidade primária após expansão (Das et al., 2021; Rahhal et al., 2023). Estudos clínicos e meta-análises apontam para um ganho horizontal médio de cerca de 3,3–3,7 mm e taxas de sobrevivência implantar próximas de 98–99%, semelhantes às obtidas com técnicas de regeneração óssea guiada em situações comparáveis (Das et al., 2021; Marian et al., 2024; Rahhal et al., 2023).

Tal como outras técnicas de aumento, o «ridge split» é um procedimento dependente do operador, associado a complicações como fratura não controlada da tábua vestibular, «bad splits», deiscências, exposição do sítio cirúrgico, infeção ou alterações sensitivas transitórias, sobretudo quando a crista inicial é muito estreita ($\approx < 3$ mm) ou a cortical vestibular pouco elástica (Das et al., 2021; Marian et al., 2024). No planeamento implantar, deve ser considerado uma alternativa conservadora e eficaz às enxertias de aposição horizontal e a determinadas técnicas de regeneração óssea guiada, desde que a indicação se baseie numa avaliação rigorosa da largura crestária, da densidade óssea, da estabilidade primária esperada e do plano protético (Costa et al., 2025; Rahhal et al., 2023; Schönegg et al., 2024).

4.3.3. Enxertos personalizados e impressão 3D

Os enxertos personalizados associados à impressão 3D representam uma evolução importante na reconstrução alveolar, enquadrando-se no paradigma da engenharia tecidual e visando reduzir a morbilidade dos locais dadores autógenos (Marian et al., 2024; Catros et al., 2024). A partir de dados de CBCT, o fluxo digital permite conceber e fabricar “scaffolds” tridimensionais personalizados, adaptados à anatomia do defeito, bem como blocos e guias customizados que melhoram a adaptação do enxerto, a estabilidade volumétrica e a precisão cirúrgica (Azevedo et al., 2024; Putra et al., 2021; Catros et al., 2024).

Do ponto de vista dos biomateriais, privilegiam-se estruturas biorreabsorvíveis com propriedades osteocondutoras, reduzindo o risco de complicações inflamatórias tardias associadas a materiais não reabsorvíveis (Catros et al., 2024; Malzoni et al., 2024). A policaprolactona (PCL), frequentemente combinada com β -TCP ou hidroxiapatite, é um dos polímeros mais estudados, tirando partido do controlo preciso da microarquitetura conferido pela impressão 3D, com porosidade global elevada e rede macroporosa interconectada, para favorecer a adesão celular, a angiogénese e a colonização óssea (Nicolae et al., 2024; Huang et al., 2023; Catros et al., 2024).

A evidência pré-clínica e clínica, embora ainda limitada, é globalmente encorajadora: “scaffolds” biorreabsorvíveis impressos em 3D apresentam boa compatibilidade dimensional com defeitos maxilofaciais, integração íntima com o osso nativo e, em vários casos, permitem a colocação de implantes sem necessidade de regeneração óssea guiada adicional (Malzoni et al., 2024; Schönegg et al., 2024). Em continuidade, a bioimpressão procura integrar biomateriais e células vivas em “constructs” pré-vascularizados in vitro, ampliando o potencial destas soluções personalizadas (Catros et al., 2024; Huang et al., 2023).

Apesar destas perspetivas, a sua utilização clínica exige cautela, devido ao nível de evidência ainda reduzido e à ocorrência de complicações como deiscência, exposição do “scaffold” e infeção local, sobretudo em grandes volumes (Malzoni et al., 2024; Sanz-Sánchez et al., 2022). O sucesso destas reconstruções depende, por isso, de uma gestão rigorosa dos tecidos moles, com retalhos espessos e encerramento sem tensão, e de uma seleção criteriosa das indicações em função da dimensão e da localização do defeito (Schönegg et al., 2024; Catros et al., 2024; Marian et al., 2024).

4.3.4. Planeamento digital e integração com a cirurgia guiada

O planeamento digital ocupa um papel central na reconstrução alveolar moderna, ao permitir integrar, desde fases precoces, as condicionantes protéticas, anatómicas e biomecânicas num projeto implantar tridimensional (Marian et al., 2024; Misch, 2012). O fluxo digital baseia-se na fusão de dados de CBCT com a topografia de superfície, sobrepondo a informação óssea e

dento-protética para posicionar virtualmente os implantes em função do plano protético e produzir guias cirúrgicas estáticas ou protocolos de cirurgia assistida por computador, o que é particularmente relevante quando são necessários aumentos ósseos pré-implantares e a posição final dos implantes deve ser antecipada para dimensionar e orientar a reconstrução (Misch, 2012; Putra et al., 2022; Marian et al., 2024; Azevedo et al., 2024; Yu et al., 2023).

Do ponto de vista técnico, protocolos de cirurgia totalmente guiada, em que o guia controla toda a sequência de fresagem, oferecem precisão tridimensional superior aos protocolos parcialmente guiados, e guias concebidos por CAD/CAM e impressão 3D apresentam menores desvios angulares do que guias fabricados por métodos laboratoriais convencionais (Putra et al., 2022; Azevedo et al., 2024). Em arcadas parcialmente edêntulas, a meta-análise de Putra et al. mostra que a cirurgia guiada reduz os desvios médios ao nível do ponto de entrada, do ápice e da angulação, sendo os guias com suporte dentário particularmente estáveis, enquanto os edentulismos em extensão distal apresentam maior tendência à basculação e a desvios superiores (Putra et al., 2022).

Em pacientes totalmente edêntulos, a revisão de Azevedo et al. confirma a fiabilidade global da cirurgia estática guiada, mas descreve discrepâncias clinicamente relevantes entre as posições planeada e real, com desvios médios até cerca de 2 mm ao nível cervical e apical e variações angulares próximas de 5°, mais pronunciadas na mandíbula, mesmo em protocolos flapless estabilizados com pinos (Azevedo et al., 2024). As revisões convergem em mostrar que os desvios são sistematicamente maiores ao nível do ápice do que cervicalmente e que existe tendência para posicionamento mais superficial dos implantes em cirurgias guiadas sem retalho (Azevedo et al., 2024; Putra et al., 2022).

A integração do planeamento digital e da cirurgia guiada na abordagem de defeitos verticais e horizontais permite articular de forma mais precisa a fase de aumento ósseo e a fase implantar, definindo previamente a posição-alvo dos implantes, o volume a reconstruir e margens de segurança em relação às estruturas nobres (Marian et al., 2024; Yu, 2021). Contudo, a precisão destes sistemas depende de uma cadeia operatória complexa (imagiologia, segmentação, planeamento, fabrico do guia, estabilidade intraoral e execução

cirúrgica), que constitui uma sucessão de potenciais fontes de erro; assim, devem ser encarados como ferramentas de otimização de um plano bem definido e não como garantia absoluta de exatidão, mantendo-se margens de segurança de pelo menos 2 mm relativamente às estruturas anatómicas críticas, em particular ao nível do ápice implantar (Putra et al., 2022; Azevedo et al., 2024).

As principais complicações e limitações associadas às técnicas descritas neste capítulo foram sintetizadas na Tabela 4 (Anexo X), que resume os eventos adversos mais frequentes, os fatores de risco e os princípios gerais de prevenção e gestão.

5. AVALIAÇÃO CLÍNICA E PERSPECTIVAS FUTURAS

5.1. Taxas de sobrevivência e sucesso dos implantes conforme a técnica utilizada

De forma geral, a literatura demonstra que implantes colocados em áreas reconstruídas apresentam taxas de sobrevivência semelhantes às de implantes em osso nativo quando as indicações são bem definidas e os protocolos são rigorosos, habitualmente superiores a 90–95% para ROG, enxertos em bloco, "sinus lift", expansão de crista, distração osteogénica e enxertos personalizados (Buser et al., 2023; Mahajan et al., 2026; Kale et al., 2023; Maria Pia Ferraz, 2023). Uma análise retrospectiva de mais de 158 000 implantes, incluindo cerca de 45 000 em áreas enxertadas, reportou uma taxa de sucesso de 97,8%, com falhas sobretudo precoces, sugerindo que a sobrevivência a longo prazo é mais condicionada por fatores do paciente e da localização anatómica do que pela técnica de aumento ósseo (Findler et al., 2026).

Na ROG, as taxas médias de sobrevivência situam-se entre 95% e 99%, sendo o tipo de membrana e biomaterial pouco determinantes para a sobrevivência, embora influenciem o perfil de complicações (Buser et al., 2023; Mizraji et al., 2023; Nicolae et al., 2024). Blocos autógenos apresentam valores em torno de 90–95%, mas com maior morbilidade e reabsorção; blocos alógenos e a "shell technique" tendem a maior previsibilidade, com 96–98% (McKenna et al., 2022; Heimes et al., 2023). Nos enxertos sinusais, as taxas são frequentemente

superiores a 95%, independentemente do biomaterial utilizado (Singh et al., 2025; Win et al., 2024). Técnicas verticais como malhas de titânio ou distração osteogénica alcançam 90–99%, mas com maior incidência de deiscências e dependência marcada da experiência do operador (Mahajan et al., 2026; Frantzopoulos et al., 2025).

5.2. Análise comparativa de resultados funcionais e estéticos

Com a evolução da implantologia, o sucesso deixou de ser definido apenas pela osseointegração e sobrevivência dos implantes, passando a integrar parâmetros estéticos rigorosos e a perspetiva subjetiva do paciente (PES/WES e PROMs) (Marian et al., 2024; Buser et al., 2023; Yu et al., 2023; Alvarenga & Thomes, 2025). Assim, a comparação entre técnicas pré-implantares deve considerar não só o volume ósseo obtido, mas também a integração estética e funcional a médio e longo prazo.

Funcionalmente, a maioria das técnicas reconstrutivas permite restabelecer uma mastigação eficaz e uma função oclusal previsível, desde que o volume reconstruído assegure estabilidade primária e posição tridimensional correta dos implantes (Findler et al., 2026; Singh et al., 2025; Win et al., 2024). No entanto, abordagens mais invasivas, como enxertos autógenos em bloco ou aumentos verticais extensos, associam-se a maior morbilidade, maior duração do tratamento e desconforto transitório, devendo ser ponderadas em face de alternativas menos invasivas, como ROG horizontal localizada, expansão de crista ou implantes curtos em casos selecionados (Heimes et al., 2023; McKenna et al., 2022; Das et al., 2021). Importa, portanto, avaliar não só a integração do implante, mas também a velocidade de recuperação da função, da higiene oral e da qualidade de vida.

No sector anterior, a preservação do contorno vestibular, da arquitetura papilar e da margem mucosa é determinante para o resultado estético (Alvarenga & Thomes, 2025; Marian et al., 2024). Implantes imediatos em alvéolos pós-extração, muitas vezes com carga imediata, podem contribuir para preservar a arquitetura alveolar e reduzir o tempo de tratamento, alcançando boa integração estética e elevada satisfação, desde que sejam respeitados critérios anatómicos estritos e, quando necessário, associadas manobras de ROG para

corrigir defeitos vestibulares ou biótipos finos (Alvarenga & Thomes, 2025; Buser et al., 2023).

A ROG desempenha um papel central na obtenção de resultados estéticos previsíveis em defeitos localizados do sector anterior, permitindo restaurar o contorno ósseo de suporte dos tecidos moles e estabilizar o PES/WES (Buser et al., 2023; Mizraji et al., 2023; Duarte et al., 2025). Técnicas de aumento vertical extensas, embora eficazes em grandes atrofia, apresentam maior risco de deiscências e exposição de biomateriais, com impacto negativo na cicatrização e na estética; as reconstruções com scaffolds 3D personalizados carecem ainda de evidência robusta quanto ao seu desempenho estético a longo prazo (Mahajan et al., 2026; Sanz-Sánchez et al., 2022; Catros et al., 2024; Malzoni et al., 2024; Schöneegg et al., 2024).

A escolha do material de enxertia influencia a morbidade e a experiência subjetiva do paciente: estudos comparando blocos autógenos e alógenos mostram resultados semelhantes em estética dos tecidos moles e função, mas os PROMs indicam maior dor, ansiedade e morbidade com os autógenos, devido ao segundo campo operatório, enquanto os enxertos alógenos oferecem função equiparável com melhor experiência global (Heimes et al., 2023; McKenna et al., 2022).

A integração entre planeamento digital e cirurgia guiada é outro elemento-chave para otimizar estética e função: o posicionamento tridimensional preciso reduz sobrecargas oclusais, melhora o perfil de emergência e diminui o risco de recessões e perda de suporte vestibular (Putra et al., 2022; Azevedo et al., 2024). Revisões recentes mostram que a cirurgia guiada reduz significativamente desvios lineares e angulares face à técnica convencional e facilita protocolos flapless, com menos dor e edema pós-operatórios e maior satisfação reportada (Filho & Borges, 2025; Putra et al., 2022; Azevedo et al., 2024).

5.3. Tendências atuais e futuras na cirurgia pré-implantar

A cirurgia pré-implantar encontra-se numa fase de transição entre técnicas reconstrutivas consolidadas e abordagens emergentes assentes na otimização biológica, na personalização digital e na engenharia de tecidos (De Angelis et

al., 2023; Miron, 2023). A regeneração óssea, historicamente centrada no paradigma bidimensional “enxerto ósseo + membrana barreira”, evolui para estratégias multicomponentes que combinam matrizes de degradação controlada, libertação dirigida de fatores de crescimento, modulação do microambiente inflamatório e estruturas personalizadas impressas em 3D, com o objetivo de reduzir a morbidade sem comprometer os resultados implantares e protéticos (Gui et al., 2025; Catros et al., 2024; Malzoni et al., 2024; Miron, 2023).

Uma primeira tendência é o refinamento das técnicas clássicas de enxertia. Miron (2023) sublinha que o futuro não passa pela substituição radical das abordagens existentes, mas pela sua otimização: seleção mais racional de biomateriais, combinações calibradas de partículas, membranas e adjuvantes biológicos e simplificação dos protocolos cirúrgicos. Ensaio recentes evidenciam uma transição em que substitutos sintéticos, como hidroxiapatite e fosfato tricálcico, ganham protagonismo face aos xenoenxertos tradicionais em várias indicações (Gui et al., 2025). Entre as inovações destacam-se a dopagem destes materiais com iões inorgânicos, conferindo propriedades antibacterianas e pró-angiogénicas, e o desenvolvimento de aloenxertos sinterizados não reabsorvíveis concebidos como mantenedores de volume a longo prazo (Gui et al., 2025; Miron, 2023).

Em paralelo, expande-se o uso de adjuvantes biológicos e matrizes inovadoras. A aplicação de fatores bioativos visa colmatar a falta de propriedades indutivas de alguns biomateriais; a fibrina rica em plaquetas (PRF), combinada com enxertos particulados sob a forma de “sticky bone”, é um exemplo emblemático (Gui et al., 2025; Miron, 2023). Tem igualmente aumentado o interesse por agentes farmacológicos e extratos de origem vegetal com potencial para modular o equilíbrio osteogénico/osteoclástico a baixo custo biológico, bem como por membranas derivadas de tecidos fetais, como âmnio e córion, caracterizadas por baixa imunogenicidade e elevada concentração de proteínas da matriz extracelular e fatores de crescimento, tornando-as suportes atrativos para engenharia de tecidos (Gui et al., 2025).

Outra tendência central é o desenvolvimento de terapias combinadas que associam scaffolds sintéticos, biomoléculas e células estaminais. O ensaio

clínico randomizado de Sanz et al. (2025) demonstra a eficácia e segurança da utilização de células estaminais mesenquimatosas autólogas, expandidas ex vivo e semeadas num substituto sintético de fosfato de cálcio, para aumento de cristas alveolares atroficas. Face aos enxertos em bloco autógenos, o grupo tratado com terapia celular obteve ganhos de volume superiores e permitiu a colocação previsível de implantes em todos os casos, evitando a morbilidade associada à colheita de grandes volumes de osso (Sanz et al., 2025). Contudo, custos elevados, complexidade regulamentar e insucessos laboratoriais na expansão celular ainda limitam a aplicação rotineira destas abordagens (Sanz et al., 2025).

Do ponto de vista da evidência, observa-se uma clara aceleração da inovação translacional em regeneração óssea guiada. A análise de Gui et al. (2025) mostra um deslocamento do modelo “enxerto + membrana” para abordagens integradas, que englobam novos biomateriais bioativos, terapias celulares e plataformas digitais de planeamento e personalização. Os ensaios clínicos registados evidenciam interesse crescente por membranas funcionalizadas, substitutos sintéticos de nova geração e materiais híbridos biologicamente ativos, destinados a acelerar a formação óssea, reduzir complicações e melhorar a previsibilidade (Gui et al., 2025).

Por fim, é incontornável a integração entre planeamento digital, personalização e regeneração óssea. A eficácia dos novos substitutos depende cada vez mais da sua adaptação geométrica precisa ao defeito e da sua inserção em planos terapêuticos tridimensionais (Miron, 2023; Catros et al., 2024). A convergência entre imagiologia tridimensional, conceção CAD/CAM e manufatura aditiva permite desenhar malhas de titânio e scaffolds personalizados com elevada precisão, reduzindo o tempo cirúrgico, embora as taxas de exposição de material ainda rondem os 20% (De Angelis et al., 2023). Para ultrapassar estas limitações, aponta-se para a impressão 3D de biopolímeros cerâmicos reabsorvíveis, como poli- ϵ -caprolactona associada a fosfato tricálcico, produzidos em ambiente clínico (“point-of-care”) e capazes de se degradar em sintonia com a formação de osso novo (De Angelis et al., 2023; Malzoni et al., 2024).

III. CONCLUSÃO

A regeneração óssea pré-implantar representa hoje uma etapa essencial da reabilitação implanto-suportada, permitindo ultrapassar limitações anatômicas decorrentes da perda óssea e aumentar a previsibilidade dos tratamentos implantológicos. A diversidade de materiais, de enxerto e de técnicas cirúrgicas disponíveis confirma que não existe uma solução universal, impondo uma abordagem adaptada à morfologia do defeito, à qualidade óssea e às características individuais de cada doente.

Os autoenxertos mantêm um papel de referência, sobretudo nos defeitos mais extensos e complexos, mas os substitutos ósseos e as abordagens combinadas têm ganho relevância ao permitir reduzir a morbilidade e, ainda assim, alcançar resultados clínicos satisfatórios em muitos contextos. Em paralelo, técnicas complementares como a regeneração óssea guiada, o uso de concentrados plaquetários, a engenharia tecidual e o planeamento digital associado à impressão 3D contribuem para melhorar a precisão cirúrgica e a previsibilidade dos procedimentos regenerativos.

Apesar destes avanços, o sucesso dos enxertos pré-implantares continua a depender de um planeamento rigoroso, do respeito pelos princípios biológicos da cicatrização óssea e da execução cirúrgica rigorosa. A integração entre conhecimento biológico, seleção criteriosa dos biomateriais e utilização adequada das novas tecnologias permite alcançar reabilitações implanto-suportadas mais estáveis, funcionais e esteticamente satisfatórias a longo prazo.

IV. BIBLIOGRAFIA

- Abtahi, S., Chen, X., Shahabi, S., & Nasiri, N. (2023). Resorbable membranes for guided bone regeneration: Critical features, potentials, and limitations. *ACS Materials Au*, 3(5), 394–417. <https://doi.org/10.1021/acsmaterialsau.3c00013>
- Acerra, A., Caggiano, M., Chiacchio, A., Scognamiglio, B., & D'Ambrosio, F. (2025). PRF and PRP in Dentistry: An Umbrella Review. *Journal of Clinical Medicine*, 14(9), 3224. <https://doi.org/10.3390/jcm14093224>
- Albrektsson, T., & Johansson, C. (2001). Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal*, 10(Suppl. 2), S96–S101. <https://doi.org/10.1007/s005860100282>
- Alghamdi, H. S. (2018). Methods to improve osseointegration of dental implants in low quality (Type-IV) bone: An overview. *Journal of Functional Biomaterials*, 9(1), 7. <https://doi.org/10.3390/jfb9010007>
- Ali, T., Syeda, M., Pradeep Koppolu, Afroz, M., & lingam Amara Swapna. (2024). BONE MINERAL DENSITY AS A CRITERION FOR PRIMARY IMPLANT STABILITY: A RETROSPECTIVE CBCT ANALYSIS. *National Journal of Maxillofacial Surgery*. https://doi.org/10.4103/njms.njms_1_23
- Alkindi, M., Ramalingam, S., Alghamdi, O., Alomran, O. M., Binsalah, M. A., & Badwelan, M. (2021). Guided bone regeneration with osteoconductive grafts and PDGF: A tissue engineering option for segmental bone defect reconstruction. *Journal of Applied Biomaterials & Functional Materials*, 19, 228080002098740. <https://doi.org/10.1177/2280800020987405>
- Allen, E. P., Gainza, C. S., Farthing, G. G., & Newbold, D. A. (1985). Improved technique for localized ridge augmentation. A report of 21 cases. *Journal of Periodontology*, 56(4), 195–199.
- Alqahtani, A. M., Moorehead, R., & Asencio, I. O. (2023). Guided Tissue and Bone Regeneration Membranes: A Review of Biomaterials and Techniques for Periodontal Treatments. *Polymers*, 15(16), 3355. <https://doi.org/10.3390/polym15163355>
- Alvarenga, A. C. C. ., & Thomes, C. R. . (2025). Implantes dentários imediatos em zonas estéticas : Abordagens, benefícios e desafios clínicos. *Aracê*, 7(3), 10453-10465. <https://doi.org/10.56238/arev7n3-021>
- Arora, V., Joshi, A., Anthwal, N., Gupta, S., Arya, A., & Paul, M. (2025). Bone regeneration using PRF, PRP and β -TCP in bone defects. *Bioinformation*, 21(4), 793–796. <https://doi.org/10.6026/973206300210793>
- Azevedo, M., Correia, F., & Faria Almeida, R. (2024). Accuracy of implant guided surgery in fully edentulous patients: Prediction vs. actual outcome—

- Systematic review. *Journal of Clinical Medicine*, 13(17), 5178.
<https://doi.org/10.3390/jcm13175178>
- Ball, J. R., Shelby, T., Hernandez, F., Mayfield, C. K., & Lieberman, J. R. (2023). Delivery of Growth Factors to Enhance Bone Repair. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 10(11), 1252. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10111252>
- Buser, D., Urban, I., Monje, A., Kunrath, M. F., & Dahlin, C. (2023). Guided bone regeneration in implant dentistry: Basic principle, progress over 35 years, and recent research activities. *Periodontology 2000*, 93(1), 9–25.
<https://doi.org/10.1111/prd.12539>
- Catros, S., Fénelon, M., De Oliveira, H., Shayya, G., Babilotte, J., Chassande, O., & Fricain, J. (2024). Impression 3D et bioimpression pour la régénération osseuse en chirurgie orale. *Médecine/Sciences*, 40(1), 92–97.
<https://doi.org/10.1051/medsci/2023202>
- Chu, T.-M. G., Liu, S. X., & Babler, W. J. (2014). Craniofacial Biology, Orthodontics, and Implants. 225–242. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-416015-6.00011-3>
- Costa, D., Oliveira, F., & Santos, J. (2025). Biomaterials in guided bone regeneration for dental implants: A systematic review of clinical and experimental evidence. *International Journal of Development Research*.
<https://www.journalijdr.com/biomaterials-guided-bone-regeneration-dental-implants-systematic-review-clinical-and-experimental>
- Das, M., Das, A. C., Panda, S., Nayak, R., Mohanty, R., & Satpathy, A. (2021). Ridge Split Techniques: A Literature Review. *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology*, 15(2), 3846–3854.
<https://doi.org/10.37506/ijfmt.v15i2.14974>
- De Angelis, N., Bagnasco, F., & Amaroli, A. (2023). Bone Regeneration: Overview and Future Trends. *Journal of clinical medicine*, 12(13), 4529.
<https://doi.org/10.3390/jcm12134529>
- Dipalma, G., Marinelli, G., Palumbo, I., Guglielmo, M., Riccaldo, L., Morolla, R., Inchingolo, F., Palermo, A., Inchingolo, A. D., & Inchingolo, A. M. (2025). Mesenchymal Stem Cells in Oral and Maxillofacial Surgery: A Systematic Review of Clinical Applications and Regenerative Outcomes. *Journal of clinical medicine*, 14(11), 3623. <https://doi.org/10.3390/jcm14113623>
- Downey, P. A., & Siegel, M. I. (2006). Bone Biology and the Clinical Implications for Osteoporosis. *Physical Therapy*, 86(1), 77–91.
<https://doi.org/10.1093/ptj/86.1.77>
- Duarte, N. D., Frigério, P. B., Chica, G. E. A., Okamoto, R., Buchaim, R. L., Buchaim, D. V., Messoria, M. R., & Issa, J. P. M. (2025). Biomaterials for

- Guided Tissue Regeneration and Guided Bone Regeneration: A Review. *Dentistry journal*, 13(4), 179. <https://doi.org/10.3390/dj13040179>
- Dubey, S. A., Gorripati, J. P., Sharayu Nimonkar, & Madhu Priya. (2024). Optimizing Implant Placement in Cases of Limited Interocclusal Space: Strategies and Challenges. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.60886>
- Filho, T. de M. B., & Borges, V. C. S. (2025). Precisão e resultados clínicos da cirurgia guiada em implantodontia : uma revisão de literatura. *Revista foco*, 18(9), e9948. <https://doi.org/10.54751/revistafoco.v18n9-202>
- Findler, M., Doron, H., Mann, J., Chackartchi, T., & Tobias, G. (2026). Clinical Success Rates of Dental Implants with Bone Grafting in a Large-Scale National Dataset. *Journal of functional biomaterials*, 17(1), 46. <https://doi.org/10.3390/jfb17010046>
- Florencio-Silva, R., Sasso, G. R. da S., Sasso-Cerri, E., Simões, M. J., & Cerri, P. S. (2015). Biology of Bone Tissue: Structure, Function, and Factors That Influence Bone Cells. *BioMed Research International*, 2015(421746), 1–17. <https://doi.org/10.1155/2015/421746>
- Frantzopoulos, I., Băciuț, M., Almășan, O., & Manea, A. (2025). Evaluating Techniques for Vertical Ridge Augmentation via Comparative Study of Clinical Outcomes: A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 14(24), 8639. <https://doi.org/10.3390/jcm14248639>
- Frosecchi, M. (2023). Horizontal and Vertical Defect Management with a Novel Degradable Pure Magnesium Guided Bone Regeneration (GBR) Membrane- A Clinical Case. *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, 59(11), 2009. <https://doi.org/10.3390/medicina59112009>
- Giragosyan, K., Chenchav, I., & Ivanova, V. (2024). Linear bone gain and healing complication rate comparative outcomes following ridge augmentation with custom 3D printed titanium mesh vs Ti-reinforced dPTFE: A randomized clinical trial. *Folia Medica*, 66(4), 505-514. <https://doi.org/10.3897/folmed.66.e123766>
- Goncalves, S. B., Correia, J. H., & Costa, A. C. (2013). Evaluation of dental implants using Computed Tomography. 2013 IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG). <https://doi.org/10.1109/enbeng.2013.6518387>
- Gong, Z., Shen, Y., Qi, S., Cao, L., Fan, X., Lu, C., & Wang, J. (2024). Influence of Bone Conditions on the Accuracy of Implant Placement. *Bioengineering*, 11(11), 1161. <https://doi.org/10.3390/bioengineering11111161>
- Guglielmotti, M. B., Olmedo, D. G., & Cabrini, R. L. (2019). Research on implants and osseointegration. *Periodontology 2000*, 79(1), 178–189. <https://doi.org/10.1111/prd.12254>

- Gui, Y., Shen, X., Li, H., Lou, J., Cao, J., Yu, J., Luo, Z., Geng, T., & Xie, J. (2025). Clinical trial landscape for guided bone regeneration: trend analysis and future perspectives. *Frontiers in Dental Medicine*, 6, 1689513. <https://doi.org/10.3389/fdmed.2025.1689513>
- Hart, N. H., Newton, R. U., Tan, J., Timo Rantalainen, Chivers, P., Aris Siafarikas, & Nimphius, S. (2020). Biological basis of bone strength: anatomy, physiology and measurement. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 20(3), 347. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7493450/>
- Harris, R. J. (1997). A comparative study of root coverage obtained with guided tissue regeneration using a bioabsorbable membrane versus the connective tissue graft. *Journal of Periodontology*, 68(8), 779–790.
- Heimes, D., Pabst, A., Becker, P., Hartmann, A., Kloss, F., Tunkel, J., Smeets, R., & Kämmerer, P. W. (2023). Comparison of morbidity-related parameters between autologous and allogeneic bone grafts for alveolar ridge augmentation from patients' perspective—A questionnaire-based cohort study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 26(1), 170–182. <https://doi.org/10.1111/cid.13242>
- Hu, K.-F., Chou, Y.-H., Lan, C.-C., Ho, P.-S., Liu, P.-F., & Tseng, C.-J. (2025). Greater bone regeneration required for implants following periodontal extraction: a retrospective cross-sectional study. *BMC Oral Health*, 25(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-025-05687-y>
- Huang, X., Lou, Y., Duan, Y., Liu, H., Tian, J., Shen, Y., & Wei, X. (2023). Biomaterial scaffolds in maxillofacial bone tissue engineering: A review of recent advances. *Bioactive Materials*, 33, 129-156. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2023.10.031>
- Jakovljevic, A., Nikolic, N., Paternò Holtzman, L., Tournier, P., Gaudin, A., Cordaro, L., & Milinkovic, I. (2023). Involvement of the Notch signaling system in alveolar bone resorption. *Japanese Dental Science Review*, 59, 38–47. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2023.02.003>
- Jolicoeur, H. R., Camargo, G. A., Stephenson, T. G., & Zhang, W. (2024). Accuracy of Implant Size Prediction Based on Edentulous Ridge Dimension on Cone-beam Computed Tomography - A Retrospective Study. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 14(2), 187–191. https://doi.org/10.4103/ams.ams_101_24
- Jonasson, G., Skoglund, I., & Rythén, M. (2018). The rise and fall of the alveolar process: Dependency of teeth and metabolic aspects. *Archives of Oral Biology*, 96, 195–200. <https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2018.09.016>
- Kale, P. P., Kant, K., Kshirsagar, J., Pasha, Z., & Deshmukh, K. S. (2023). Advances in bone grafting techniques for dental implants: A comprehensive

- review. *IP International Journal of Periodontology and Implantology*, 8(4), 195–199. <https://doi.org/10.18231/j.ijpi.2023.038>
- Kim, Y. K., & Ku, J. K. (2020). Guided bone regeneration. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 46(5), 361–366. <https://doi.org/10.5125/jkaoms.2020.46.5.361>
- Li, T., Zeng, X., Zou, S., Xu, Y., & Duan, P. (2023). Recent advances in horizontal alveolar bone regeneration. *Biomedical Materials*, 18(5), 052004–052004. <https://doi.org/10.1088/1748-605x/acd672>
- Liang, W., Zhou, C., Liu, X., Xie, Q., Xia, L., Liu, L., Bao, W., Lin, H., Xiong, X., Zhang, H., Zheng, Z., & Zhao, J. (2025). Current status of nano-embedded growth factors and stem cells delivery to bone for targeted repair and regeneration. *Journal of orthopaedic translation*, 50, 257–273. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2024.12.006>
- Liene Zamure-Dambergā, Oskars Radzins, Girts Salms, Maksims Zolovs, Zanda Bokvalde, & Neimane, L. (2024). Long-Term Volumetric Stability of Maxillary Sinus Floor Augmentation Using a Xenograft Bone Substitute and Its Combination with Autologous Bone: A 6+ Year Retrospective Follow-Up Study Using Cone Beam Computed Tomography. *Dentistry Journal*, 12(5), 121–121. <https://doi.org/10.3390/dj12050121>
- Lima-Sánchez, B., Baus-Domínguez, M., Serrera-Figallo, M. A., & Torres-Lagares, D. (2025). Advances in Synthetic Polymer Membranes for Guided Bone Regeneration in Dental Implants: A Scoping Review. *Journal of functional biomaterials*, 16(5), 149. <https://doi.org/10.3390/jfb16050149>
- Ma, L., Wu, Y., & Shao, J. (2021). Simultaneous implant placement with autogenous onlay bone grafts: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Implant Dentistry*, 7(1), 31. <https://journalimplantdent.springeropen.com/articles/10.1186/s40729-021-00311-4>
- Mahajan, H. S., Gaikwad, R., Banodkar, A., Tale, S. B., Chidambaram, M., Iyer, M., & Sachdev, S. S. (2026). Assessment of Vertical/Horizontal Ridge Augmentation in Atrophic Alveolar Ridge Using Autogenous Onlay Versus Inlay Grafting Techniques: A Systematic Review. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.100809>
- Malzoni, C. M. A., Oliveira, J. A., Soares, L. F. F., Chimirri, M. C., Almeida, D. A. F., Pigossi, S. C., & Marcantonio Junior, E. (2024). Three-dimensional printed bioresorbable scaffold for maxillofacial bone reconstruction: A Scoping Review. *Brazilian dental journal*, 35, e246112. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202406112v>

- Maria Pia Ferraz. (2023). Bone Grafts in Dental Medicine: An Overview of Autografts, Allografts and Synthetic Materials. *Materials*, 16(11), 4117–4117. <https://doi.org/10.3390/ma16114117>
- Marian, D., Toro, G., Giovanbattista D'Amico, Trotta, M. C., D'Amico, M., Petre, A., Lile, I., Anca Hermenean, & Anca Fratila. (2024). Challenges and Innovations in Alveolar Bone Regeneration: A Narrative Review on Materials, Techniques, Clinical Outcomes, and Future Directions. *Medicina*, 61(1), 20–20. <https://doi.org/10.3390/medicina61010020>
- McKenna, G. J., Gjengedal, H., Harkin, J., Holland, N., Moore, C., & Srinivasan, M. (2022). Effect of autogenous bone graft site on dental implant survival and donor site complications: a systematic review and meta-analysis: Implant survival in autologous bone graft sites. *Journal of Evidence-Based Dental Practice*, 22(3), 101731. <https://doi.org/10.1016/j.jebdp.2022.101731>
- Miron, R. J. (2023). Optimized bone grafting. *Periodontology 2000*, 94(1), 143–160. <https://doi.org/10.1111/prd.12517>
- Misch, C. E. (2012). Available bone and dental implant treatment plans. In *Pocket Dentistry* (chap. 10). Elsevier. <https://pocketdentistry.com/10-available-bone-and-dental-implant-treatment-plans/>
- Misch, C. M. (Ed.). (2024). Horizontal and vertical bone augmentation for dental implant therapy (1st ed.). Quintessence Publishing. ISBN 978-1-64724-125-4.
- Mizraji, G., Davidzohn, A., Gursoy, M., Gursoy, U., Shapira, L., & Wilensky, A. (2023). Membrane barriers for guided bone regeneration: An overview of available biomaterials. *Periodontology 2000*, 93(1), 56–76. <https://doi.org/10.1111/prd.12502>
- Murshed, M. (2018). Mechanism of bone mineralization. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 8(12), a031229. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6280711/>
- Nakamura, T. (2008). Bioceramics and their clinical applications: Osteoconduction and its evaluation. In *Biomaterials in Oral and Maxillofacial Bone Regeneration* (pp. 183–198). Woodhead Publishing. <https://doi.org/10.1533/9781845694227.1.183>
- Nickenig, H., Zöller, J. E., & Kreppel, M. (2023). Indications and surgical technique for distraction osteogenesis of the alveolar bone for augmentation prior to insertion of dental implants. *Periodontology 2000*, 93(1), 327–339. <https://doi.org/10.1111/prd.12524>
- Nicolae, C.-L., Pîrvulescu, D.-C., Niculescu, A.-G., Epistatu, D., Mihaiescu, D. E., Antohi, A. M., Grumezescu, A. M., & Croitoru, G.-A. (2024). An Up-to-Date Review of Materials Science Advances in Bone Grafting for Oral and

- Maxillofacial Pathology. *Materials*, 17(19), 4782.
<https://doi.org/10.3390/ma17194782>
- Nourah, A. (2025). Evaluation of bone graft need in edentulous posterior sites: A CBCT retrospective study. *Journal of Osseointegration*, 17(1), 15–22.
<https://www.journalofosseointegration.eu/jo/article/view/699>
- Osterhoff, G., Morgan, E. F., Shefelbine, S. J., Karim, L., McNamara, L. M., & Augat, P. (2016). Bone mechanical properties and changes with osteoporosis. *Injury*, 47(Suppl 2), S11–S20.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4955555/>
- Patil, S., Bhandi, S., Bakri, M. M. H., Albar, D. H., Alzahrani, K. J., Al-Ghamdi, M. S., Alnfai, M. M., & Tovani-Palone, M. R. (2023). Evaluation of efficacy of non-resorbable membranes compared to resorbable membranes in patients undergoing guided bone regeneration. *Heliyon*, 9(3), e13488.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e13488>
- Pérez-Sayáns, M., Martínez-Martín, J. M., Chamorro-Petronacci, C., Gallas-Torreira, M., Marichalar-Mendía, X., & García-García, A. (2018). 20 years of alveolar distraction: A systematic review of the literature. *Medicina oral, patología oral y cirugía bucal*, 23(6), e742–e751.
<https://doi.org/10.4317/medoral.22645>
- Putra, R. H., Yoda, N., Astuti, E. R., & Sasaki, K. (2021). The accuracy of implant placement with computer-guided surgery in partially edentulous patients and possible influencing factors: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(1), 29–39.
https://doi.org/10.2186/jpr.jpr_d_20_00184
- Rad, M., Banki, M., & Ghadimi, S. (2023). Guided bone regeneration in reconstruction of the jaw and role of tissue engineering in dental membrane: A review of literature. *Open Access Research Journal of Biology and Pharmacy*, 1(2), 25–33. <https://oarjbp.com/sites/default/files/OARJBP-2023-0023.pdf>
- Rahhal, M. M., Awad, R., Fayyad, A., Nurrohman, H., & Jurado, C. A. (2023). A Modified Ridge-Splitting Technique to Restore a Completely Edentulous Maxillary Arch With a Cement-Retained Implant Prosthesis. *Cureus*, 15(9), e45299. <https://doi.org/10.7759/cureus.45299>
- Sah, N., Sarode, P. P., Ayushya Warang, Tulsi Tarase, Pandurang Gavhale, & Manjiri Mirgane. (2025). Alveolar Ridge Preservation Using Xenograft Following Tooth Extraction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Cureus*.
<https://doi.org/10.7759/cureus.81815>
- Sanz, M., Gjerde, C., Gjertsen, B. T., Ortiz-Vigón, A., Sanchez, N., Hoornaert, A., Caballe-Serrano, J., Giralto-Hernando, M., Gaultier, F., Reinald, N., Pinholt, E.

- M., Rojewski, M., Rouard, H., Chevallier, N., Mohamed-Ahmed, S., Shi, X., Shi, T. J., Schrezenmeier, H., Layrolle, P., & Mustafa, K. (2025). Bone Augmentation of Atrophic Alveolar Ridges Using a Synthetic Bone Substitute With Mesenchymal Stem Cells: A Randomized, Controlled Clinical Trial. *Clinical oral implants research*, 36(11), 1498–1514. <https://doi.org/10.1111/clr.70025>
- Sanz-Sánchez, I., Sanz-Martín, I., Ortiz-Vigón, A., Molina, A., & Sanz, M. (2022). Complications in bone-grafting procedures: Classification and management. *Periodontology 2000*, 88(1), 86–102. <https://doi.org/10.1111/prd.12413>
- Schönegg, S., Rücker, M., & Hämmerle, C. H. F. (2024). Patient-specific beta-tricalcium phosphate scaffold for customized alveolar ridge augmentation: A case report. *International Journal of Implant Dentistry*, 10(1), 41. <https://journalimplantdent.springeropen.com/articles/10.1186/s40729-024-00541-2>
- Seban, A., & Bonnaud, P. (2012). Chapitre 3 – Traitement des insuffisances osseuses à visée implantaire. In *Pratique clinique des greffes osseuses et implants : modalités thérapeutiques et prise en charge des complications* (pp. 77–155). Elsevier Masson. https://www.em-consulte.com/getinfoproduit/471013/extrait/chapitre_471013.pdf?utm
- Seibert, J. S. (1983). Reconstruction of deformed, partially edentulous ridges, using full thickness onlay grafts. Part I: Technique and wound healing. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 4(5), 437–453.
- Siddiqui, J. A., & Partridge, N. C. (2016). Physiological Bone Remodeling: Systemic Regulation and Growth Factor Involvement. *Physiology*, 31(3), 233–245. <https://doi.org/10.1152/physiol.00061.2014>
- Singh, K. L., Virag, S., Mazumdar Sauvik, Mudgal Ishita, Singh Karandeep, Prajapati Ashish, & Patel Megha. (2025). A retrospective evaluation of bone graft success, implant survival rate and marginal bone loss. *Bioinformation*, 21(06), 1534–1538. <https://doi.org/10.6026/973206300211534>
- Sohn, H.-S., & Oh, J.-K. (2019). Review of bone graft and bone substitutes with an emphasis on fracture surgeries. *Biomaterials Research*, 23(1). <https://doi.org/10.1186/s40824-019-0157-y>
- Solyom, E., Esposito, M., Horvath, A., & Nemeth, O. (2023). The use of autogenous tooth bone graft is an efficient method of alveolar ridge preservation: Meta-analysis and systematic review. *BMC Oral Health*, 23, 2930. <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-023-02930-2>

- Sousa, J. A., & Vera, S. A. A. (2024). Enxerto ósseo na implantodontia: Uma revisão crítica. *Research, Society and Development*, 13(12), e03131247511. <https://doi.org/10.33448/rsd-v13i12.47511>
- Starch-Jensen, T., Deluiz, D., & Tinoco, E. M. B. (2019). Horizontal Alveolar Ridge Augmentation with Allogeneic Bone Block Graft Compared with Autogenous Bone Block Graft: a Systematic Review. *Journal of Oral and Maxillofacial Research*, 11(1). <https://doi.org/10.5037/jomr.2020.11101>
- Taniguchi, Y., Koyanagi, T., Kitanaka, Y., Yamada, A., Aoki, A., & Iwata, T. (2025). Guided Bone Regeneration Using Carbonated Apatite Granules and L-Lactic Acid/ε-Caprolactone Membranes: A Case Series and Histological Evaluation. *Dentistry Journal*, 13(2), 85. <https://doi.org/10.3390/dj13020085>
- Toppets, V., Pastoret, V., De Behr, V., Antoine, N., Dessy, C., & Gabriel, A. (2004). Morphologie, croissance et remaniement du tissu osseux. *Annales de Médecine Vétérinaire*, 148(1), 1–13.
- Ulm, C., Strbac, G. D., Stavropoulos, A., Azadeh Esfandeyari, Dobsak, T., & Bertl, K. (2021). Improved access to the bone marrow space by multiple perforations of the alveolar bundle bone after tooth extraction—A case report. *Clinical and Experimental Dental Research*, 8(1), 3–8. <https://doi.org/10.1002/cre2.474>
- Vyas, R., Khurana, S., Khurana, D., Singer, S. R., & Creanga, A. G. (2023). Cone Beam Computed Tomography (CBCT) Evaluation of Alveolar Bone Thickness and Root Angulation in Anterior Maxilla for Planning Immediate Implant Placement. *Cureus*, 15(4), e37875. <https://doi.org/10.7759/cureus.37875>
- Wadde, K., Kri, M., Venkatakrishnan, L., Landge, J., & Nadkarni, S. (2023). Vertical Ridge Augmentation Using Distraction Osteogenesis Versus Autogenous Bone Grafting: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 22(3), 672–679. <https://doi.org/10.1007/s12663-023-01943-2>
- Wadhwani, V., Saini, A., & Rajaraman, V. (2021). Revisiting bone density: A review on Misch classification. *International Journal of Prosthodontic Rehabilitation*, 2(1), 4–7. <https://doi.org/10.56501/intjprosthorehab.v2i1.207>
- Wang D, Zhou X, Cao H, Zhang H, Wang D, Guo J and Wang J (2023) Barrier membranes for periodontal guided bone regeneration: a potential therapeutic strategy. *Frontiers in Materials*, 10, 1220420. <https://doi.org/10.3389/fmats.2023.1220420>
- Wang, L., & Chen, B. (2025). Vertical versus horizontal morphology of congenital alveolar cleft defects: A one-year comparative study on clinical, radiographic, and biochemical outcomes. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 54(2), 104420. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2025.11.023>

- Weatherholt, A. M., Fuchs, R. K., & Warden, S. J. (2012). Specialized Connective Tissue: Bone, the Structural Framework of the Upper Extremity. *Journal of Hand Therapy*, 25(2), 123–132. <https://doi.org/10.1016/j.jht.2011.08.003>
- Widiasri, M., Suciati, N., Fatichah, C., Astuti, E. R., Putra, R. H., & Arifin, A. Z. (2023). Alveolar Bone Quality Classification from Dental Cone Beam Computed Tomography Images using YOLOv4-tiny. *Atlantis Highlights in Engineering*, 584–593. https://doi.org/10.2991/978-94-6463-288-0_48
- Win, K. Z., Atiphan Pimkhaokham, & Boosana Kaboosaya. (2024). Comparing Bone Graft Success, Implant Survival Rate, and Marginal Bone Loss: A Retrospective Study on Materials and Influential Factors. *Journal of Oral Implantology*. <https://doi.org/10.1563/aaid-joi-d-23-00165>
- Xu, Z., Liu, Y., Chen, H., Zhang, T., & Sun, Y. (2024). Tissue-engineered bone construct promotes early osseointegration of implants with low primary stability in oversized osteotomy. *BMC Oral Health*, 24, 3834. <https://bmcoralhealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12903-023-03834-x>
- Yu, H., Zhou, A., Liu, J., Tang, Y., Yuan, Q., Man, Y., & Xiang, L. (2021). Management of systemic risk factors ahead of dental implant therapy: A beard well lathered is half shaved. 110(3), 591–604. <https://doi.org/10.1002/jlb.6mr0621-760rr>
- Yu, S. H., Saleh, M. H. A., & Wang, H. L. (2023). Simultaneous or staged lateral ridge augmentation: A clinical guideline on the decision-making process. *Periodontology 2000*, 93(1), 107–128. <https://doi.org/10.1111/prd.12512>
- Zhang, J., Zhang, W., Yue, W., Qin, W., Zhao, Y., & Xu, G. (2025). Research Progress of Bone Grafting: A Comprehensive Review. *International Journal of Nanomedicine*, Volume 20, 4729–4757. <https://doi.org/10.2147/ijn.s510524>
- Zhao, R., Yang, R., Cooper, P. R., Khurshid, Z., Shavandi, A., & Ratnayake, J. (2021). Bone Grafts and Substitutes in Dentistry: A Review of Current Trends and Developments. *Molecules*, 26(10), 3007. <https://doi.org/10.3390/molecules26103007>
- Zugrav V, Chele D, Chele N, Cucu G. The importance of mucogingival flaps in guided bone regeneration in the jaws. *Mold J Health Sci*. 2024;11(4):30-37. <https://doi.org/10.52645/MJHS.2024.4.05>

ANEXOS

Tabela 1. Classificação da densidade óssea de Misch. Adaptada de (Gonçalves et al., 2013)

CLASSES ÓSSEAS	DESCRIÇÃO	DENSIDADE ÓSSEA (HU)	LOCALIZAÇÃO MAIS FREQUENTE
D1	Osso cortical poroso associado a osso trabecular denso	> 1250	Região anterior da mandíbula
D2	Osso cortical poroso associado a osso trabecular denso	850-1250	Região anterior e posterior da mandíbula; região anterior da maxila
D3	Osso cortical fino e poroso associado a osso trabecular fino	350-850	Região anterior e posterior da maxila; mandíbula
D4	Osso trabecular fino	150-350	Região posterior da maxila
D5	Osso não mineralizado (inadequado para colocação de implantes)	< 150	-

Tabela 2. Síntese prática dos principais tipos de enxerto ósseo na cirurgia pré-implantar. Adaptado de (Zhao et al., 2021 ; Ferraz, 2023 ; Nicolae et al., 2024 ; Sousa & Vera, 2024)

TIPO DE ENXERTO	ORIGEM	PERFIL BIOLÓGICO GLOBAL	PRINCIPAIS VANTAGENS CLÍNICAS	PRINCIPAIS LIMITAÇÕES	SITUAÇÕES CLÍNICAS
Autógeno (autólogo)	Osso do próprio doente (origem intraoral ou extraoral)	Osteogénico, osteoindutivo e osteocondutor	Padrão biológico de referência; elevada previsibilidade de integração; remodelação completa em osso vital	Morbilidade do local dador; aumento do tempo cirúrgico; disponibilidade limitada	Defeitos horizontais ou verticais severos; zonas estéticas críticas; doentes jovens com bom estado sistémico
Alogénico	Osso humano proveniente de dador da mesma espécie	Predominantemente osteocondutor, com osteoindução variável	Elimina a necessidade de um segundo local cirúrgico; boa disponibilidade; variedade de apresentações (blocos e particulado)	Potencial risco imunológico ou infeccioso; custo elevado; reabsorção menos previsível	Defeitos moderados; complemento de enxertos autógenos particulados; situações em que se pretende reduzir a morbilidade cirúrgica
Xenogénico	Tecidos de origem animal	Principalmente osteocondutor, com reabsorção lenta	Elevada estabilidade volumétrica; manutenção do contorno ósseo a longo prazo	Substituição óssea incompleta; persistência de partículas residuais; integração dependente da resposta do hospedeiro	Aumentos horizontais; preservação alveolar; defeitos em que a estabilidade volumétrica é prioritária
Aloplástico (sintético)	Materiais sintéticos	Osteocondutor	Disponibilidade ilimitada; ausência de risco de transmissão de doenças; propriedades físico-químicas moduláveis	Integração e reabsorção dependentes da composição do biomaterial; possível reação de corpo estranho	Defeitos pequenos a moderados; associação a enxerto autógeno ou PRF; situações em que se privilegia disponibilidade e segurança biológica
Enxerto dentário autólogo	Dente do próprio doente após processamento específico	Osteocondutor, com potencial osteoindutivo	Reutilização de tecido autólogo; perfil biológico favorável; ausência de risco imunológico	Necessidade de equipamento e protocolo específicos; evidência científica ainda limitada a estudos de curto e médio prazo	Preservação alveolar; defeitos localizados; doentes motivados para abordagens autólogas e minimamente invasivas

Tabela 3. Principais complicações intraoperatórias associadas aos enxertos ósseos pré-implantares. Adaptado de (Kim & Ku, 2020 ; Sanz-Sánchez et al., 2022 ; Buser et al., 2023)

COMPLICAÇÃO	FATORES DE RISCO PRINCIPAIS	PREVENÇÃO ESSENCIAL	CONDUTA PRÁTICA RESUMIDA
Hemorragia abundante	Lesão vascular; disseção agressiva; planeamento inadequado	Planeamento com CBCT; respeito pela anatomia; hemostasia progressiva	Compressão local; hemostasia dirigida; controlo da fonte hemorrágica
Perfuração da membrana sinusal	Técnica agressiva; instrumentação inadequada	Técnica delicada; instrumentos apropriados; desenho adequado da janela lateral	Reparação com membrana; adaptada da abordagem cirúrgica
Fratura da cortical / perda de suporte ósseo	Cristas finas; osteotomia excessiva	Avaliação prévia da espessura óssea; controlo da instrumentação	Regularização cuidadosa; eventual alteração da técnica
Complicações neurossensoriais	Proximidade do nervo alveolar inferior; planeamento inadequado	Planeamento com CBCT; margens de segurança; instrumentação controlada	Monitorização clínica; terapêutica medicamentosa; eventual referência especializada
Deiscência do retalho com exposição da membrana ou do enxerto	Encerramento sob tensão; trauma local; libertação insuficiente	Retalho bem desenhado; libertação periostal; sutura sem tensão	Vigilância e CHX em exposições pequenas; remoção parcial ou total em casos extensos ou infetados
Infeção do local enxertado	Contaminação intraoperatória; higiene deficiente; tabagismo	Técnica asséptica; antibioterapia quando indicada; higiene rigorosa	Drenagem se necessário; antibioterapia; remoção de material infetado
Perda parcial ou total do enxerto	Exposição prévia; infeção; instabilidade do enxerto	Fixação estável; manutenção do espaço regenerativo; controlo precoce das deiscências	Reavaliação clínica e imagiológica; eventual nova planificação cirúrgica

Tabela 4. Complicações frequentes nos procedimentos de enxerto ósseo e princípios de prevenção e gestão. Adaptado de (Zhao et al., 2021; Marian et al., 2024; Lima-Sánchez et al., 2025; Ball et al., 2023)

ADJUVANTE / TECNOLOGIA	PAPEL PRINCIPAL NA REGENERAÇÃO	PRINCIPAL VANTAGEM CLÍNICA	LIMITAÇÕES / CUIDADOS	SITUAÇÕES CLÍNICAS EM QUE PODE SER ÚTIL
PRF (plasma rico em fibrina)	Matriz autóloga rica em fatores de crescimento	Melhoria da cicatrização dos tecidos moles e da maturação óssea inicial	Técnica-dependente; impacto limitado no ganho volumétrico	Preservação alveolar; ROG em defeitos moderados; otimização da cicatrização
PRP (plasma rico em plaquetas)	Libertação rápida de fatores de crescimento	Aceleração da cicatrização inicial	Preparação mais complexa; resultados variáveis	Casos selecionados em que se pretende acelerar a cicatrização
Fatores de crescimento recombinantes (ex.: rhPDGF-BB)	Estímulo da proliferação celular e da angiogénese	Potencial aumento da regeneração óssea	Custo elevado; necessidade de biomaterial transportador	Defeitos localizados com elevada exigência regenerativa
BMP-2 / BMP-7	Indução intensa de neoformação óssea	Regeneração de defeitos críticos	Risco de edema e ossificação ectópica; utilização regulada	Casos complexos e contextos hospitalares especializados
Células estaminais / engenharia tecidual	Aporte celular osteogénico em scaffolds tridimensionais	Regeneração personalizada de grandes defeitos	Protocolos complexos; custo elevado; evidência limitada	Defeitos extensos ou complexos, sobretudo em investigação
Enxertos ou malhas personalizados 3D	Scaffold ou malha adaptada ao defeito	Melhor adaptação anatómica e estabilidade volumétrica	Necessidade de software específico; custo elevado	Atrofias severas; defeitos irregulares; elevada exigência estética