

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES REMOVÍVEIS AO LONGO DOS SÉCULOS E SEU FUTURO

Trabalho submetido por
Loris Frédéric Talon
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2024

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

EVOLUÇÃO DAS PRÓTESES REMOVÍVEIS AO LONGO DOS SÉCULOS E SEU FUTURO

Trabalho submetido por
Loris Frédéric Talon
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Joana Carvalho

e coorientado por
Prof. Doutor Sérgio Félix

Outubro de 2024

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Prof. Joana Carvalho, gostaria de expressar o meu profundo agradecimento pelo seu acompanhamento atento e benevolente. A sua disponibilidade inabalável, o seu rigor científico e o seu apoio ao longo deste último ano foram de um valor inestimável.

Ao meu coorientador, Prof. Doutor Sérgio Félix, pela sua perspicácia e conselhos estratégicos que permitiram dar a esta tese uma direção mais precisa e pertinente.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, por estes cinco anos que foram muito mais do que um simples percurso académico. Foram marcados por descobertas intelectuais, amizades sólidas, festas memoráveis e encontros que ficarão gravados na minha memória.

À mes parents, dont le soutien inconditionnel et indéfectible a été ma plus grande force tout au long de mon parcours. Depuis mes premiers pas dans le monde scolaire jusqu'à la fin de ce long chemin universitaire, vous avez toujours cru en moi, me poussant à donner le meilleur de moi-même. Votre amour et vos sacrifices m'ont permis de me concentrer pleinement sur mes études, sachant que vous étiez toujours là, à mes côtés, prêts à m'aider à surmonter chaque obstacle.

À ma sœur, qui a été bien plus qu'une colocataire durant nos quatre années de vie commune. Elle a été mon soutien dans les moments difficiles, et elle n'a jamais cessé de croire en moi, même lorsque je doutais de moi-même. Elle m'a aidé avec une patience inégalée dans tous mes projets, y compris les plus incertains.

À ma grand-mère, qui m'a toujours entouré d'amour et de tendresse, et qui, par sa générosité, a su faire de moi une personne épanouie. Son affection sans limites a été une source de bonheur et de réconfort tout au long de ma vie, et je lui en suis profondément reconnaissant.

À tous mes amis de Lisbonne, qui ont partagé avec moi ces cinq années intenses. Vous avez été mes complices dans les moments de joie, mes confidentes dans les moments de doute, et ensemble, nous avons traversé les hauts et les bas de cette aventure universitaire.

Merci pour votre amitié, votre soutien et pour toutes ces expériences vécues ensemble, qui resteront gravées dans nos souvenirs.

À Chjara, qui a su m'accompagner avec une force et une douceur remarquables tout au long de cette dernière année. Malgré mes moments de stress et de doute, elle a su garder son sourire et m'a encouragé sans relâche.

À toute ma famille, dont le soutien, même à distance, a été un véritable pilier pour moi. Que vous ayez été près ou loin, vos pensées, vos encouragements et votre amour m'ont toujours porté, et je vous en remercie.

Enfin, à tous mes amis de France, qui, malgré la distance, sont toujours restés présents dans ma vie. Votre amitié indéfectible et votre soutien constant m'ont donné la force d'aller de l'avant, sachant que, même loin, vous étiez avec moi à chaque étape de ce parcours.

RESUMO:

O aumento significativo do número de pacientes desdentados na sociedade moderna representa um grande desafio para a medicina dentária. Esta realidade, exacerbada pelo aumento da esperança de vida, levou a uma procura crescente de soluções protéticas eficazes e confortáveis. A tendência atual é para a utilização de implantes e próteses implanto-suportadas para substituir os dentes em falta (Fatima et *al.*, 2020). No entanto, as próteses removíveis (PR) continuam a ser a solução de eleição em muitos casos, quer por razões médicas, biológicas ou económicas (Campbell et *al.*, 2017).

A PR não é apenas uma resposta funcional ao edentulismo; desempenha um papel crucial no restabelecimento da estética, da fonética e da mastigação, contribuindo assim de forma significativa para a qualidade de vida dos pacientes. Os dentes são considerados uma parte integrante da beleza. A falta de dentes não só causa problemas funcionais e estruturais, como também influencia a psicologia e as interações sociais das pessoas (Fatima et *al.*, 2020).

As PRs representam um desafio técnico para o médico dentista, sobretudo devido à complexidade da sua construção. Cada fase do desenho e fabrico de uma PPR requer uma precisão meticulosa, desde a impressão inicial até ao encaixe final. Além disso, a seleção adequada de acessórios e elementos de suporte desempenha um papel crucial na garantia da estabilidade e funcionalidade da prótese. Proporcionar uma prótese removível útil e confortável requer um diagnóstico, planeamento e manutenção cuidadosos. Um desenho deficiente da PR pode agravar os problemas de retenção de placa, pelo que os profissionais devem considerar sempre o desenho da prótese parcial que melhor preservará os dentes pilares e as cristas edêntulas (Campbell et *al.*, 2017).

A satisfação dos pacientes que usam uma PR está intimamente ligada à qualidade do fabrico da prótese. Por conseguinte, é essencial estabelecer uma comunicação eficaz entre o paciente e o profissional durante todo o processo de fabrico, a fim de alinhar as expectativas e assegurar uma adaptação ótima. Apesar do facto de as PRs serem funcionais e oferecerem vantagens estéticas, a aceitação do uso destas próteses por parte dos pacientes é baixa. Isto deve-se em parte aos efeitos que causam desconforto ao paciente (Benso et *al.*, 2013).

Para compensar este facto, surgiram novas tecnologias e materiais. A conceção e o fabrico assistidos por computador (CAD/CAM), a digital impressão, a inteligência artificial e a utilização de novos materiais revolucionaram o domínio das próteses dentárias. Os métodos de fabrico digital têm a vantagem de permitir um melhor ajuste, um tempo de produção mais curto e menos trabalho (Pereira et *al.*, 2021).

O objetivo deste trabalho é, em primeiro lugar, rever os conceitos fundamentais da PR e do seu protocolo de produção, em seguida, apresentar as alterações provocadas pela utilização de novos protocolos e, finalmente, discutir as limitações que podem acompanhar estes avanços.

Palavras-chave: “Reabilitação oral”, “Prótese removível”, “CAD-CAM”, “Desenvolvimento Técnico”

ABSTRACT:

The significant increase in the number of edentulous patients in modern society presents a major challenge for dentistry. This reality, exacerbated by rising life expectancy, has led to a growing demand for effective and comfortable prosthetic solutions. The current trend is toward the use of implants and implant-supported prostheses to replace missing teeth (Fatima et al., 2020). However, removable dentures (RD) remain the treatment of choice in many cases, whether for medical, biological, or economic reasons (Campbell et al., 2017).

RDs are not only a functional response to edentulism; they play a crucial role in restoring aesthetics, phonetics, and chewing, thus significantly contributing to the patient's quality of life. Teeth are considered an integral part of beauty. The lack of teeth not only causes functional and structural problems but also influences the psychology and social interactions of individuals (Fatima et al., 2020).

RDs represent a technical challenge for dentists, especially due to the complexity of their construction. Each phase of designing and manufacturing an RD requires meticulous precision, from the initial impression to the final fit. Additionally, the appropriate selection of attachments and support elements plays a crucial role in ensuring the prosthesis's stability and functionality. Providing a useful and comfortable removable denture requires careful diagnosis, planning, and maintenance. Poorly designed RDs can exacerbate plaque retention problems, so professionals must always consider the design that best preserves the abutment teeth and edentulous ridges (Campbell et al., 2017).

Patient satisfaction with an RD is closely linked to the quality of its manufacture. Therefore, effective communication between the patient and the professional throughout the manufacturing process is essential to align expectations and ensure an optimal fit. Despite the functional and aesthetic advantages of RDs, patient acceptance of these prostheses remains low. This is partly due to the discomfort they cause (Benso et al., 2013).

To address this, new technologies and materials have emerged. Computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM), digital impression taking, artificial intelligence,

and the use of new materials have revolutionized the field of dental prosthetics. Digital manufacturing methods offer the advantage of better fit, shorter production times, and reduced labor (Pereira *et al.*, 2021).

The aim of this work is first to review the fundamental concepts of RD and its production protocol, then present the changes brought about using new protocols, and finally discuss the limitations that may accompany these advances.

Keywords: "Oral rehabilitation", " Removable prosthesis", "CAD-CAM", "Technical development"

ÍNDICE GERAL :

ÍNDICE DE FIGURAS	7
LISTA DE ABREVIATURAS	9
I INTRODUÇÃO	11
II DESENVOLVIMENTO	13
1 Generalidades sobre as próteses dentárias removíveis	13
1.1 Situação em Portugal	14
1.2 Origem das próteses removíveis	17
1.3 Classificação	18
1.4 Indicações e contra-indicações	20
1.5 Classificação das arcadas parcialmente edêntulas	21
2 Perspectivas futuras, ou uma realidade atual	23
2.1 O conceito CAD-CAM	23
2.1.1 Utilização do CAD/CAM em prótese dentária	25
2.1.2 Digitalização três dimensões (3D)	26
2.1.2.1 <i>Scanners</i> mecânicos	26
2.1.2.2 <i>Scanners</i> óticos	27
2.1.2.3 Progressos recentes na etapa de digitalização 3D: <i>Scanners</i> intra-orais	28
2.1.3 Concepção assistida por computador (CAD)	30
2.1.4 Fabrico assistido por computador (CAM)	32
2.1.4.1 Técnica subtrativa por usinagem	33
2.1.4.2 Técnicas aditivas por impressão 3D	34
2.1.4.2.1 <i>Estereolitografia</i>	35
2.1.4.2.2 <i>Micro-fusão laser</i>	36
2.1.4.2.3 Progressos recentes na etapa da CAM : Técnica aditiva e novos materiais usináveis	38
2.1.5 Montagem das selas e dos dentes protéticos	40
2.2 Melhorias nas resinas acrílicas para próteses totais	40
2.2.1 Resina acrílica	41
2.2.1.1 Classificação	41
2.2.1.2 Composição	42
2.2.1.3 Polimerização	42
2.2.2 Inclusões de fios metálicos	48
2.2.3 Adição de fibras	49
2.2.4 Adição de polímeros	50
2.2.5 Adição de nanopartículas	51
2.2.6 Tratamento de superfície	52
2.3 Contribuição da implantologia	56
2.3.1 Contexto e definição	56
2.3.1.1 Definição dos implantes dentários e próteses removíveis	56
2.3.1.2 Localização da colocação do implante	58
2.3.2 Vantagens dos implantes em prótese removível	61
2.3.2.1 Melhoria da estabilidade e retenção	61
2.3.2.2 Conforto acrescido para o paciente	61
2.3.2.3 Função mastigatória melhorada	62
2.3.2.4 Estética melhorada	62
2.3.2.5 Preservação da estrutura óssea	62
2.3.3 Avanços tecnológicos nos implantes em prótese removível	63
2.3.3.1 Materiais e <i>design</i> dos implantes	63
2.3.3.2 Técnicas de colocação de implantes	64
2.3.3.3 Próteses removíveis sobre implantes	65

2.3.3.4	Personalização e adaptação	65
III	CONCLUSÃO	68
IV	BIBLIOGRAFIA	70

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Tipos de edentulismos (1) Desdentado Total; (2) Desdentado Parcial (Lamy, 2014)	13
Figura 2 - Indivíduos edêntulos em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).	14
Figura 3 - Tratamentos em indivíduos edêntulos, em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).	15
Figura 4 - Frequência relativos aos hábitos de higiene (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).	15
Figura 5 - Motivos de visitas ao dentista, em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).	16
Figura 6 - Razões para não consultar um dentista (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).	16
Figura 7 - Seta cronológica da origem das próteses removíveis (Adaptado de Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).	17
Figura 8 - Próteses parciais removíveis (https://www.centre-dentaire-des-tilleuls.com/protheses-amovibles-partielles-en-chirurgie-dentaire)	19
Figura 9 – Próteses total removíveis (https://www.centre-dentaire-des-tilleuls.com/protheses-amovibles-partielles-en-chirurgie-dentaire)	20
Figura 10 – Classificação de Kennedy (Adaptado de Pamato et al., 2014)	22
Figura 11 – Scanner ótico.....	24
Figura 12 – Software de design.....	24
Figura 13 – Máquina-ferramenta	25
Figura 14 – Scanner mecânico (Descamp, 2016).....	26
Figura 15 – Processo de digitalização ótico (Descamp, 2016)	27
Figura 16 – Scanner Intra-oral	28
Figura 17 – Selas porta-impressão setoriais	30
Figura 18 – Processo de criação da prótese com softwares especializados de CAD (1) Modelo de trabalho; (2) Eixo de inserção da prótese; (3) Zonas de subcortes; (4) Estrutura metálica; (5) Adição das selas protéticas e zonas de retenções; (6) Adição dos elementos da estrutura; (7) Modelo virtual da parte metálica (R. Levet; 2013).....	32
Figura 19 – Criação da base protética em material calcinável (R. Levet; 2013)	34
Figura 20 – Processo de Estereolitografia (Centre National d’Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire)	35
Figura 21 – Processo de Estereolitografia (Centre National d’Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire)	36
Figura 22 – Processo de Micro-fusão laser (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire) .	37
Figura 23 – Etapas de criação da prótese com processo de micro fusão laser (1) Modelo virtual da prótese; (2), (3) e (4) Parte metálica obtido; (5) e (6) Modelo com o suporte metálico (R. Levet; 2013).....	38
Figura 24 – Bases Protéticas em PEEK (1) e PR final em PEEK (2) (Veyrune, 2022). 40	
Figura 25 – Tipos de polímeros base para prótese dentária (Adaptado de Alqutaibi et al., 2023).....	41
Figura 26 – Técnica da resina prensada.	45
Figura 27 – Técnica da resina injetada (SR Ivoclar the Successful Technique - Ivoclar Vivadent - Page - PDF Catalogs Technical Documentation, 2017).....	46
Figura 28 – Attachments Locator (Adaptado de Sailer et al., 2022).....	57
Figura 29 – Attachments barra-clipe (Adaptado de Sailer et al., 2022).....	57

Figura 30 – Attachments magnéticos (Adaptado de Sailer et al., 2022).....	58
Figura 31 – Attachments esféricos ou O-ring (Adaptado de Sailer et al., 2022).....	58
Figura 32 – Sistema de classificação para a avaliação da qualidade óssea (Choi et al., 2011).....	60
Figura 33 – Implantes em titânio (esquerda) e em zircônia (direito) (Duncan et al., 2022).....	64

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D: Três dimensões

CAD/CAM: A Concepção e Fabrico Assistidos por Computador

DLC: Carbono Tipo Diamante

ISO: International Organization for Standardization

ND: Nanodiamantes

PAEK: Polyaryletherketone

PEEK: Poliéterétercetona

PMMA: Polimetacrilato de metilo

PR: Próteses removíveis

SLA: Estereolitografia

SLM: *Selective Laser Melting*

SLS: *Selective Laser Sintering*

STL: *Stereo-Lithography*

TiO₂: Dióxido de titânio

UV: Ultravioleta

I INTRODUÇÃO

Atualmente, a população mundial está a passar por uma transição demográfica, marcada por um processo de envelhecimento. Este facto tem uma série de implicações importantes nos cuidados de saúde e em especial no campo da medicina dentária, onde os profissionais são, cada vez mais, confrontados com a perda de peças dentárias (parcial ou totalmente). Face a este edentulismo e ao aumento da população idosa, estudos demonstraram que o uso de próteses continua a aumentar (Emami et *al.*, 2013).

Atualmente, em Portugal, há cerca de 59% dos pacientes com ausência de um ou mais dentes naturais e que destes, 49,9% não têm qualquer elemento de substituição (Barómetro Da Saúde Oral 2023 - Ordem Dos Médicos Dentistas, 2023). A reabilitação destes espaços edêntulos pode ser feita recorrendo a soluções fixas como pontes ou próteses fixas implanto-suportadas ou com uma solução removível através das próteses removíveis parciais ou totais, consoante o caso. Destas, a prótese removível é, muitas vezes, a solução mais simples e económica para o tratamento de pacientes parcial ou totalmente desdentados (Gomes et *al.*, 2023). Para além das indicações do profissional, que está empenhado em oferecer o melhor tratamento possível, a escolha do paciente pode tornar-se uma escolha padrão por razões económicas e/ou médicas. Dada a correlação entre edentulismo e nível socioeconómico, já previamente estabelecido em estudos de diversos autores, é provável que as PR continuem a ser uma opção de tratamento de destaque (Campbell et *al.*, 2017; Roberto et *al.*, 2019).

Os pacientes edêntulos apresentam um vasto leque de alterações físicas e das condições de saúde. Por conseguinte, é imperativo ter em consideração as melhores opções para a substituição dos dentes em falta, tanto por razões estéticas como funcionais, até porque a sua não reabilitação poderá ter múltiplas consequências: alterações na mastigação, fonética e compromisso da parte estética que, por sua vez, afeta a qualidade de vida (Al-Rafee, 2020).

Para além destes aspetos, as próteses dentárias desempenham um papel essencial na recuperação do sorriso e da função dos pacientes desdentados, quer sejam parcial ou totalmente desdentados. Inclusivamente em indivíduos que sofrem de edentulismo total, a perda dos seus dentes pode ter um impacto profundo no seu bem-estar psicológico e

social. A incapacidade de sorrir e comer confortavelmente pode levar a situações de isolamento e a um declínio na sua qualidade de vida. Assim, para além do simples restabelecimento da função mastigatória, as PR têm uma componente psico-afetiva crucial, permitindo ao paciente recuperar a sua auto-confiança, restaurar a sua autoestima e promover a sua saúde mental (Rad et al., 2021).

Face à realidade demográfica atual e às necessidades crescentes dos pacientes desdentados, é imperativo melhorar continuamente os tratamentos com próteses removíveis. A evolução das tecnologias e dos materiais oferece oportunidades promissoras para otimizar os resultados clínicos e aumentar a satisfação dos pacientes. As soluções digitais mais atuais permitem a utilização de materiais avançados que, de outra forma, não seriam utilizados na confecção de PR (Campbell et al., 2017). A última década tem sido uma altura impulsionadora da medicina dentária digital baseando a conceção e fabrico destes dispositivos na assistência por computador (CAD/CAM) o que se tem vindo a tornar cada vez mais popular (Nishiyama et al., 2020). Do mesmo modo, os avanços nos materiais, tais como resinas acrílicas melhoradas, na sua metodologia de confecção, como a técnica de moldagem por injeção e técnicas de implantologia, estão a abrir novas oportunidades para melhorar a durabilidade, o conforto, a estética e o sucesso das reabilitações com próteses removíveis.

Este trabalho procurou conhecer o desenvolvimento histórico das próteses removíveis, pôr em evidência o seu estado atual e revelar perspectivas futuras, visando uma resposta mais adequada às necessidades dos pacientes desdentados e de forma a otimizar a sua qualidade de vida.

II DESENVOLVIMENTO

1 Generalidades sobre as próteses dentárias removíveis

A edentulismo refere-se à condição em que uma pessoa perdeu um ou mais dentes naturais. Esta perda pode ser total (figura 1-1) ou parcial (figura 1-2) e pode ser causada por vários fatores, incluindo cárie dentária, doença periodontal, traumas dentários, desgaste natural devido à idade e ainda outros problemas de saúde oral (Ordem dos médicos dentistas, 2023).

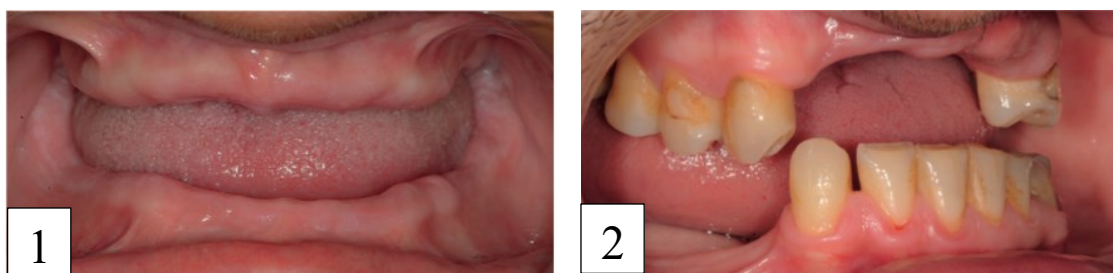


Figura 1 – Tipos de edentulismos (1) Desdentado Total; (2) Desdentado Parcial (Lamy, 2014)

As consequências do edentulismo envolvem tanto a saúde oral quanto a saúde sistêmica e qualidade de vida geral de uma pessoa. Estudos anteriores mostraram que perder os dentes pode ser psicologicamente traumático, socialmente prejudicial e funcionalmente limitante para o indivíduo afetado (OMS). De fato, a perda de dentes, frequentemente, leva à modificação do estilo de vida dos pacientes. Pesquisas documentaram o efeito da perda total dos dentes ou do edentulismo na aparência facial, na fala e na alimentação, o que pode ter um impacto na saúde mental e no bem-estar por meio de consequências como baixa autoestima e um declínio das atividades sociais devido ao constrangimento (Muhammad & Srivastava, 2022).

Apesar do edentulismo ser a principal consequência de cáries dentárias e doenças periodontais, diferentes autores estabelecem uma ligação entre vários fatores de risco comportamentais. Entre esses fatores, encontramos o tabagismo, o consumo de bebidas alcoólicas e uma má alimentação. Ainda, doenças sistêmicas podem contribuir para a perda de dentes em pessoas mais velhas (diabetes, doenças cardiovasculares, hipertensão etc.). Os fatores socioeconômicos, incluindo baixo rendimento, nível educacional

reduzido e acesso limitado aos cuidados dentários, também estão associados a uma prevalência aumentada de edentulismo (Lipsky et al., 2024).

O edentulismo pode ter repercussões na própria saúde oral, pois pode promover o deslocamento dos dentes remanescentes para os espaços desdentados, aumentar o risco de cárie dentária e de doenças gengivais, e afetar a estrutura óssea (Lipsky et al., 2024). Portanto, é essencial tratar o edentulismo de maneira apropriada, considerando soluções de substituição como próteses dentárias, implantes dentários ou outras opções de restauração dentária, a fim de restaurar a função mastigatória, a estética e a saúde oral global da pessoa edêntula (Pamato et al., 2014).

Graças à evolução e a um melhor acesso aos cuidados de saúde, as taxas de edentulismo em todas as faixas etárias dos países industrializados diminuíram significativamente (Pamato et al., 2014).

1.1 Situação em Portugal

Em Portugal, de acordo com o barômetro da saúde oral de 2023, da OMD (figura 2), 59% da população apresenta a perda de um ou mais dentes. Analisando em detalhe, podemos ver que 36,1% da população perdeu entre 1 e 5 dentes, 9,0% perderam entre 6 e 8 dentes, 7,6% perderam mais de 8 dentes e 6,2% perderam todos os seus dentes. Nota-se também que essas percentagens mostram uma prevalência aumentada entre as mulheres, exceto pela perda de dentes entre 6 e 8 dentes.

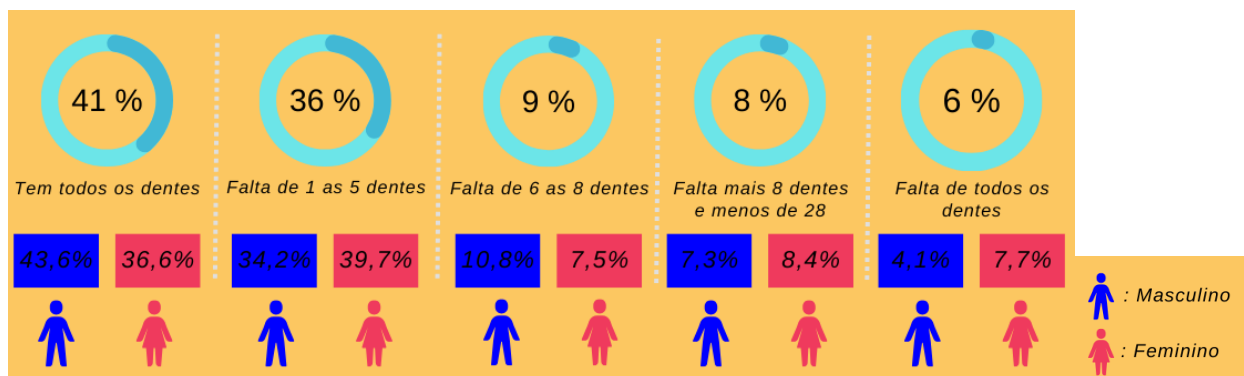


Figura 2 - Indivíduos edêntulos em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).

Dos indivíduos edentados, 49,9% não têm dentes artificiais para substituir os perdidos, 18,2% têm uma perda de mais de 6 dentes naturais e não têm dentes de substituição. Embora estas percentagens sejam muito semelhantes às do ano anterior, continuam a diminuir de forma consecutiva. Como se pode ver na figura 3, dos indivíduos edêntulos, 35,9% usam uma prótese removível e 17% usam uma prótese fixa.

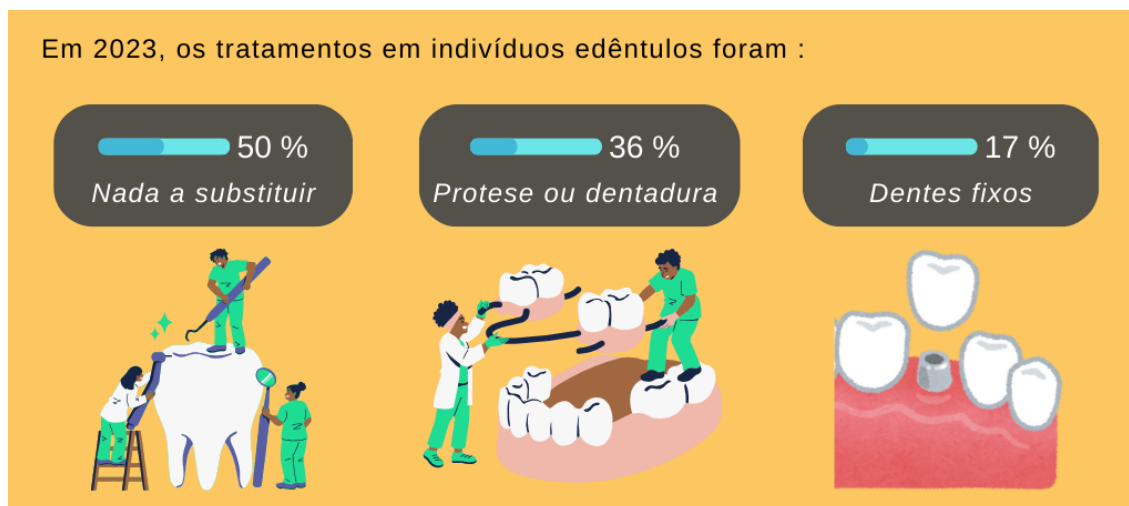


Figura 3 - Tratamentos em indivíduos edêntulos, em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).

Quanto aos hábitos de higiene (figura 4), 78,8% dos portugueses afirmam escovar os dentes pelo menos duas vezes por dia, o que representa um aumento de 5,7% em relação ao ano anterior. No entanto, o uso de fio dentário e de antisséptico bucal diminuiu ligeiramente.

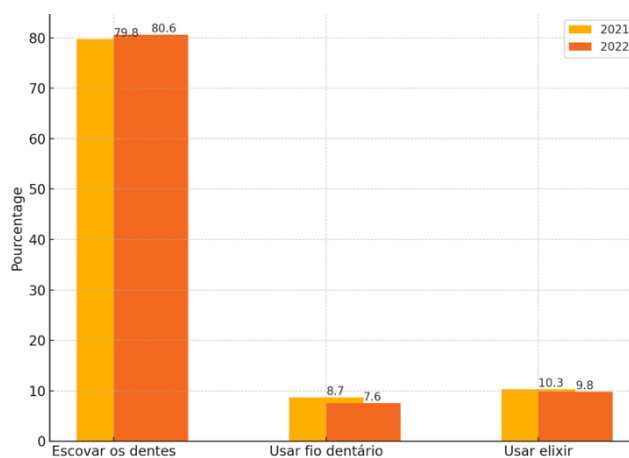


Figura 4 - Frequência relativos aos hábitos de higiene (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).

A percentagem de cidadãos que vão ao dentista pelo menos uma vez por ano é de 64,4%. Está a aumentar ligeiramente, assim como a percentagem de portugueses que nunca consultam o dentista ou o fazem apenas em caso de urgência, +2,4 pontos percentuais. Entre aqueles que têm seis ou mais dentes em falta, apenas 46,2% consultam o dentista pelo menos uma vez por ano.

Quanto aos motivos da consulta ao dentista, na figura 5, 57% dos portugueses fizeram-no para um check-up, limpeza ou ortodontia, 15,9% por causa de cárie ou outro tratamento específico de um dente, 12,3% por causa de sua prótese dentária, 9,4% para uma extração e 5,7% por causa de dores dentárias.



Figura 5 - Motivos de visitas ao dentista, em Portugal (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).

Entre as razões para nunca consultar um dentista ou fazê-lo menos de uma vez por ano, encontramos 3 razões principais (figura 6):

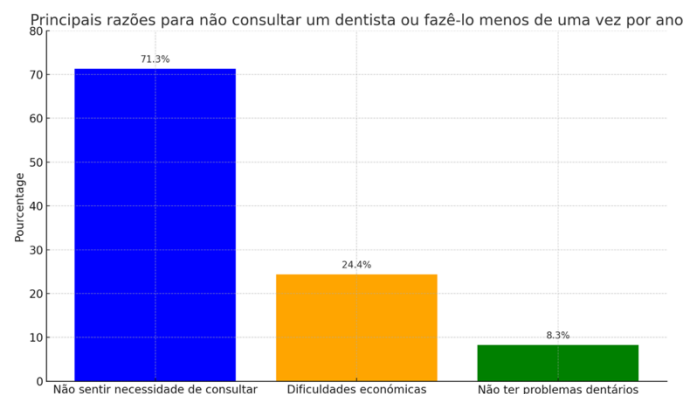


Figura 6 - Razões para não consultar um dentista (Adaptado de Barómetro da saúde oral da OMD., 2023).

1.2 Origem das próteses removíveis

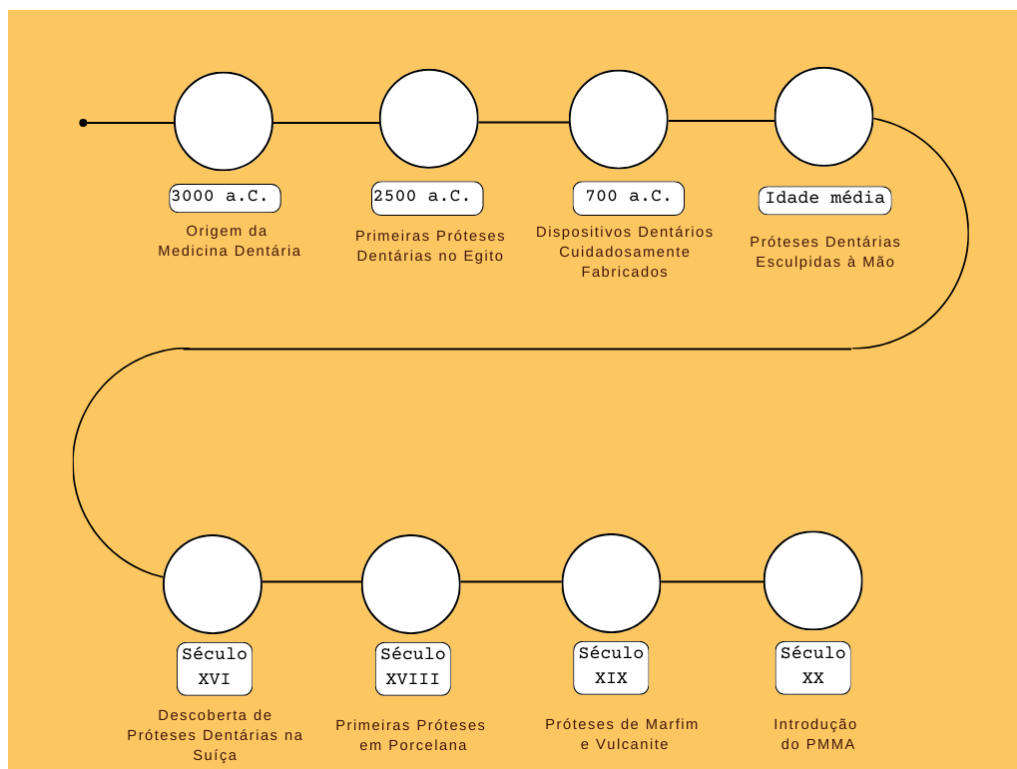


Figura 7 - Seta cronológica da origem das próteses removíveis (Adaptado de Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

Estima-se que a medicina dentária, como especialidade, terá começado por volta de 3000 a.C., no Egito sendo o centro médico do mundo antigo (figura 7). Foi lá que se supõe terem sido construídas as primeiras próteses dentárias, por volta de 2500 a.C. Mais tarde, em 700 a.C. há registos de dispositivos dentários cuidadosamente desenhadas e fabricados. No entanto, só na Idade Média, é que estes dispositivos foram por vezes considerados uma opção de tratamento, muitas vezes esculpidas à mão e mantidas no lugar com fios de seda, necessitando ser retiradas antes de comer (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

No século XVI, uma descoberta interessante foi feita na Suíça, onde uma prótese dentária completa, datada do século XVI, foi descoberta. Era constituída por dois modelos em forma de arco em osso, aproximadamente talhados a partir do fémur de um touro, ligados nas suas extremidades posteriores para formar uma dobradiça. No entanto, esta

prótese devia ser puramente estética, pois cobria os dentes naturais já no lugar e provavelmente cariados (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

Durante o século XVIII, as primeiras próteses dentárias em porcelana foram desenvolvidas, mas eram sujeitas a fractura e pareciam demasiado brancas para serem convincentes. Foram fixadas em placas de ouro e eram as mais próximas das próteses modernas em aparência. No entanto, a técnica da porcelana não era perfeita, pois a porcelana tendia a encolher de forma irregular durante a cozedura, colocando problemas de precisão na sua fabricação (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

No início do século XIX, a precisão do esculpir manual em marfim permitiu criar próteses mais adequadas à boca dos pacientes. No entanto, o advento de materiais como a vulcanite revolucionou a fabricação das próteses dentárias. A vulcanite, mais barata e mais fácil de manipular, podia ser ajustada com precisão no interior da boca, reproduzindo fielmente as dimensões e os detalhes da superfície (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

Ao longo do século XX, o desenvolvimento de materiais como o PMMA (polimetacrilato de metilo) transformou radicalmente a fabricação das próteses dentárias. A introdução do PMMA em folha e em pó abriu caminho para próteses mais precisas e duradouras. Avanços subsequentes levaram ao uso de resinas auto-polimerizáveis, oferecendo maior precisão dimensional enquanto reduziam a presença de monómero não reagido na base da prótese, também designado de monómero residual (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

Assim, séculos de inovação resultaram em próteses dentárias modernas que oferecem um ajuste confortável, uma aparência natural e uma durabilidade aumentada, melhorando significativamente a qualidade de vida das pessoas que sofrem de perda dentária (Kumar, 2013; George & Prasad, 2018).

1.3 Classificação

De acordo com *The Glossary of Prosthodontics*, as PR são definidas como "a ramificação da prostodontia que lida com a substituição de dentes e estruturas adjacentes

para pacientes edentados ou parcialmente edentados por substitutos artificiais que podem ser facilmente removidos da boca pelo paciente." ("The Glossary of Prosthodontic Terms 2023", 2023).

Dentro destas próteses removíveis, encontramos 2 tipos de próteses: as próteses parciais e as próteses totais, que nos permitem reabilitar os pacientes edentados ("The Glossary of Prosthodontic Terms 2023", 2023).



Figura 8 - Próteses parciais removíveis (<https://www.centre-dentaire-des-tilleuls.com/protheses-amovibles-partielles-en-chirurgie-dentaire>)

As próteses parciais removíveis (figura 8) permitem reconstruir um ou mais espaços (dente e/ou gengivas em caso de grande extensão) quando uma prótese fixa não pode ser realizada. É uma prótese difícil de realizar devido aos requisitos da mesma. De facto, a principal preocupação é a estabilidade durante a mastigação. Mas não devemos esquecer os fatores estéticos e fonéticos, assim como o respeito pelas estruturas remanescentes, periodonto e dentes, a fim de não os mutilar e aumentar ao máximo a sua sobrevivência durante o uso da prótese (Turano et al., 2019). Como afirmou o Prof. Rebossio, "Atualmente, temos um conceito que constitui o objetivo protético moderno: melhorar e estabilizar a boca primeiro, mesmo com um aparelho protético, de tal forma que o complexo vivo, biológico, forme, com o complexo inerte, mecânico (o aparelho protético), uma unidade funcional estável garantindo um equilíbrio duradouro."



Figura 9 – Próteses total removíveis (<https://www.centre-dentaire-des-tilleuls.com/protheses-amovibles-partielles-en-chirurgie-dentaire>)

A prótese total (figura 9), por sua vez, é um dispositivo usado nos casos de edentulismo total onde todos os dentes estão ausentes numa arcada dentária. Isso representa um dos maiores desafios para a odontologia, pois não faltam apenas os dentes, mas também todo o sistema estomatognático está comprometido. Essa condição afeta os músculos da mastigação, a dimensão vertical da oclusão, bem como a estética e a função oral. Elas são projetadas para restaurar não apenas a função de mastigação, mas também a estética do sorriso, a fonética para uma fala clara e fluida, e, finalmente, a autoestima do paciente. Além de substituir os dentes em falta, as próteses totais também são responsáveis pela restauração do osso alveolar e da gengiva fibromucosa. Elas contribuem, assim, para a recomposição do sistema estomatognático como um todo, o que tem um impacto direto no bem-estar psíquico e social do paciente (Turano *et al.*, 2019).

1.4 Indicações e contra-indicações

Para determinar se o uso de uma prótese removível é indicado, o profissional deve realizar um diagnóstico rigoroso, levando em consideração os desejos do paciente. No entanto, as PRs são frequentemente indicadas quando uma reabilitação fixa suportada por dentes ou implantes não pode ser realizada. Existem, no entanto, para as PRs parciais, um certo número de indicações específicas. Entre essas indicações, encontramos uma situação de extensão distal, a necessidade de substituir dentes após uma extração recente,

uma perda excessiva de osso residual ou ainda por considerações económicas (Carr & Brown, 2015).

As contraindicações para as próteses parciais removíveis dizem respeito aos pacientes com intolerância aos conectores maiores e aqueles que sofrem distúrbios psiquiátricos ou perdas de consciência repetidas (Goodall et al., 2017).

1.5 Classificação das arcadas parcialmente edêntulas

Um arco parcialmente edentado pode apresentar uma multiplicidade de combinações, até 65.534 segundo Cummer (1921). Vários autores tentaram fornecer um sistema de classificação para obter um modelo universal que favoreça a comunicação interprofissional (De Figueiredo et al., 2023). Contudo, o sistema de classificação deve atender a um número de critérios, nomeadamente ser conhecido e aceite pelos profissionais da área, oferecendo uma visualização imediata da situação edentada e do plano proposto. Isso permite uma diferenciação entre a prótese parcial removível com suporte dentário da prótese com suporte dentário e tecidual. Os primeiros autores a propor uma classificação foram Cummer em 1921, seguido por Kennedy em 1925. A classificação de Kennedy permanece até hoje a mais utilizada tanto por profissionais como nas universidades (Carr & Brown, 2015; De Figueiredo et al., 2023). Portanto, esta tese abordará essa classificação.

A classificação de Kennedy é dividida em 4 classes designadas por algarismos romanos. Estas quatro classes permitem dividir todas as arcadas parcialmente edentadas. Todas as outras zonas sem dentes são identificadas como espaços de modificação (Carr & Brown, 2015).

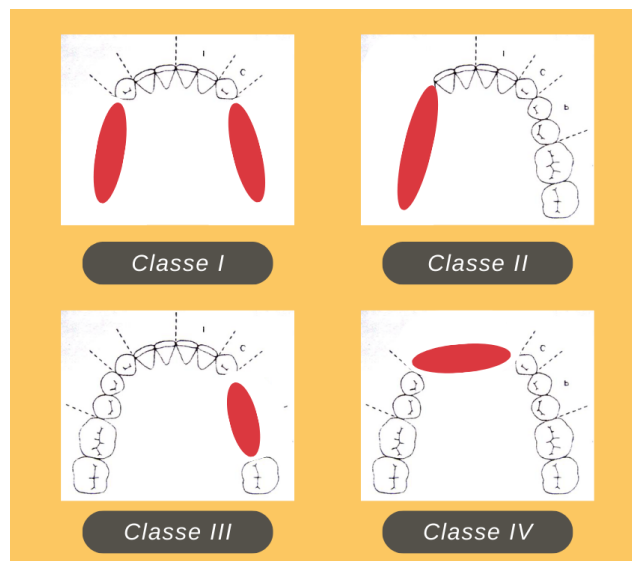


Figura 10 – Classificação de Kennedy (Adaptado de Pamato et al., 2014)

Classe I: Esta classe refere-se a edentamentos bilaterais localizados atrás dos dentes naturais restantes. As zonas edentadas estão presentes de ambos os lados da linha média da mandíbula. (figura 10)

Classe II: Refere-se a um edentamento unilateral localizado atrás dos dentes naturais restantes. Os dentes ausentes estão todos do mesmo lado da mandíbula, enquanto os dentes naturais restantes estão do outro lado. (figura 10)

Classe III: Esta classe refere-se a um edentamento unilateral com dentes naturais restantes tanto à frente quanto atrás da zona edentada. Os dentes ausentes estão do mesmo lado da mandíbula, enquanto os dentes naturais restantes estão de ambos os lados da zona edentada. (figura 10)

Classe IV: Refere-se a um edentamento único, mas bilateral, atravessando a linha média da mandíbula. Os dentes ausentes estão à frente de todos os dentes naturais restantes. (figura 10) (Pamato et al., 2014)

Para permitir a sua aplicação em todas as situações, em 1960, Applegate emitiu 8 princípios que tornam a classificação de Kennedy universal (Carr & Brown, 2015; Pamato et al., 2014), são eles:

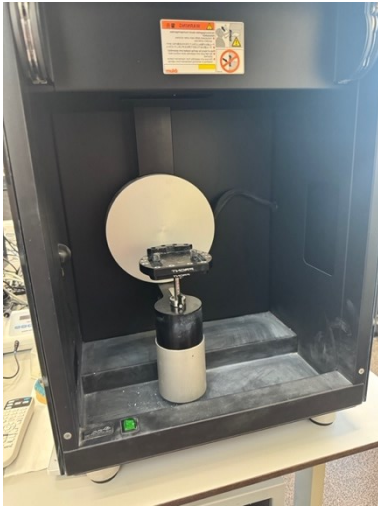
- 1: A classificação deve ser feita após qualquer extração de dentes que possa modificar a classificação inicial.
- 2: Se um terceiro molar está ausente e não precisa ser substituído, este não é considerado na classificação.
- 3: Se um terceiro molar está presente e deve ser usado como pilar, este é considerado na classificação.
- 4: Se um segundo molar está ausente e não precisa ser substituído, este não é considerado na classificação.
- 5: A zona edentada mais posterior sempre determina a classe.
- 6: As zonas edentadas além daquelas que determinam a classificação são chamadas de modificações e são designadas pelo seu número.
- 7: A extensão da modificação não é considerada, apenas o número de zonas edentadas adicionais.
- 8: Nenhuma zona de modificação pode ser incluída nos arcos de classe IV.

2 Perspectivas futuras, ou uma realidade atual

2.1 O conceito CAD-CAM

A Concepção e Fabrico Assistidos por Computador (CAD/CAM) revolucionaram muitos setores da indústria e o setor dentário não é exceção. Com efeito, a integração de tecnologias digitais desde os anos 90 na prática dentária transformou significativamente os processos tradicionais de concepção e fabrico de próteses dentárias, oferecendo vantagens significativas em termos de precisão, eficiência e qualidade dos cuidados prestados aos pacientes (Ishida *et al.*, 2022; Bilgin *et al.*, 2016).

Os sistemas CAD/CAM são compostos por três elementos que, juntos, formam uma cadeia capaz de criar um fluxo de trabalho integrado, desde a planificação e o *design* até à realização final das próteses dentárias (Alhazzawi, 2016; Gupta et al., 2021). Incluem:

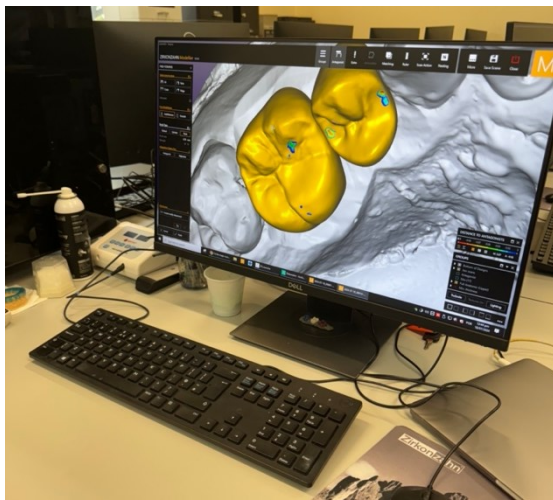


1) *Scanner ótico*



Figura 11 – Scanner ótico

Primeiro, uma ferramenta de digitalização para transferir as informações clínicas do paciente para o *software* (figura 11). O princípio desta etapa é recolher dados tridimensionais das estruturas anatómicas. Isso pode ser feito através de um *scanner* (digitalização por contacto ou varredura a laser) ou com uma câmara ótica.



2) *Software de design*

Figura 12 – Software de design

Depois, um *software* de *design* que planeia e calcula a forma do corpo da restauração (figura 12). Este permite produzir virtualmente uma estrutura num computador.

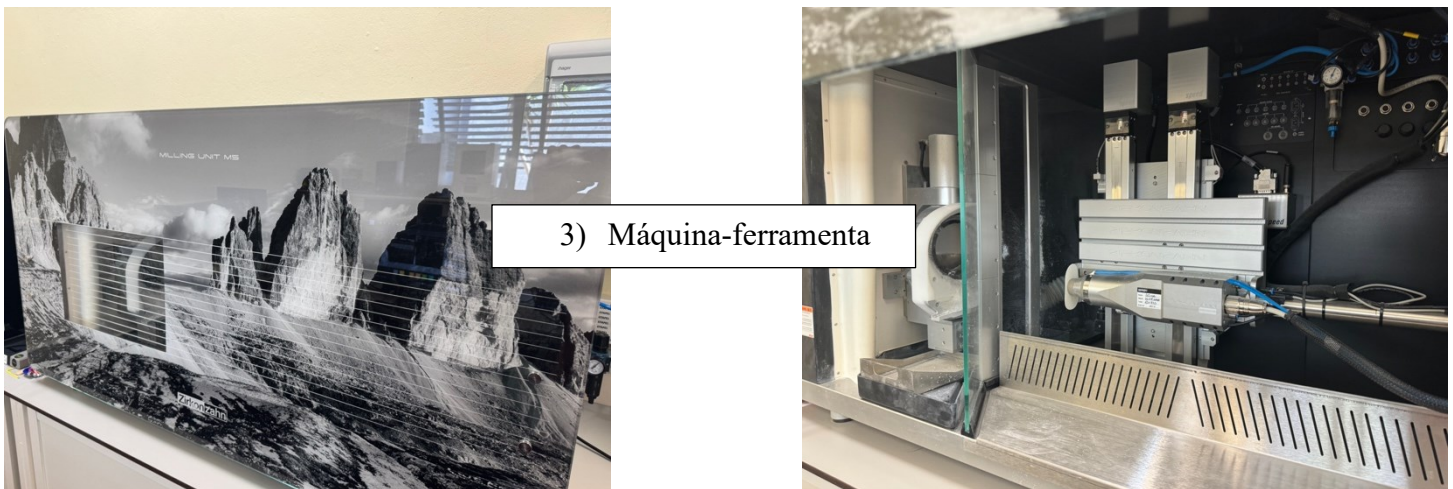


Figura 13 – Máquina-ferramenta

E, finalmente, essa estrutura passa a ser um componente de confecção da restauração ou prótese (figura 13). Esta última etapa permite fabricar de forma automática, a partir de uma máquina-ferramenta, o dispositivo protético que foi concebido na etapa de CAD.

Este sistema permite, portanto, ao médico dentista, após ter feito as suas impressões no paciente (ópticas ou clássicas), realizar diretamente a produção virtual e física da prótese, seja ela fixa ou removível. No entanto, também é possível que as duas últimas etapas fiquem a cargo de um laboratório, após o médico dentista enviar as impressões realizadas ao paciente. (Gupta et al., 2021).

2.1.1 Utilização do CAD/CAM em prótese dentária

Devido aos seus numerosos benefícios, o CAD/CAM pode ser a solução mais adequada em certos casos. Seja devido a uma alergia (pacientes alérgicos às restaurações metálicas) ou a um paciente que necessita de um tratamento restaurador rápido com exigências estéticas elevadas (Gabor et al., 2017; Gupta et al., 2021).

No entanto, dentes mal posicionados ou periodontalmente fracos tornam a sua aplicação incerta e até contraindicada. Assim, o uso do CAD/CAM começou por ser preferencialmente utilizado para restaurações fixas (inlays, onlays, coroas, pontes, implantes, etc) (Gupta et al., 2021). Mais recentemente, a tecnologia CAD/CAM

demonstrou a sua utilidade na realização de próteses removíveis, parciais e completas, e inclusive no *design* de próteses maxilofaciais (Gupta et al., 2021).

2.1.2 Digitalização três dimensões (3D)

A fim de realizar a tomada de impressões, o médico dentista deve escolher entre usar um *scanner* ótico ou um *scanner* mecânico (Gupta et al., 2021). Com um *scanner* mecânico, há contacto entre a máquina e o objeto a ser digitalizado enquanto com um *scanner* ótico, a digitalização é feita através de fenômenos ondulatórios, acústicos ou magnéticos (Gupta et al., 2021). O princípio desses *scanners* é recolher dados tridimensionais de um objeto, neste caso concreto das estruturas orais, maxilares e dentes, e transformá-los em dados computacionais. Assim, a tomada de impressão pode ser feita a partir de 3 tipos de estruturas diferentes como a boca do paciente usando uma câmara intra-oral (método direto), sobre uma impressão não vazada (método indireto) ou sobre o modelo vazado em positivo (método indireto) (Gupta et al., 2021).

2.1.2.1 Scanners mecânicos

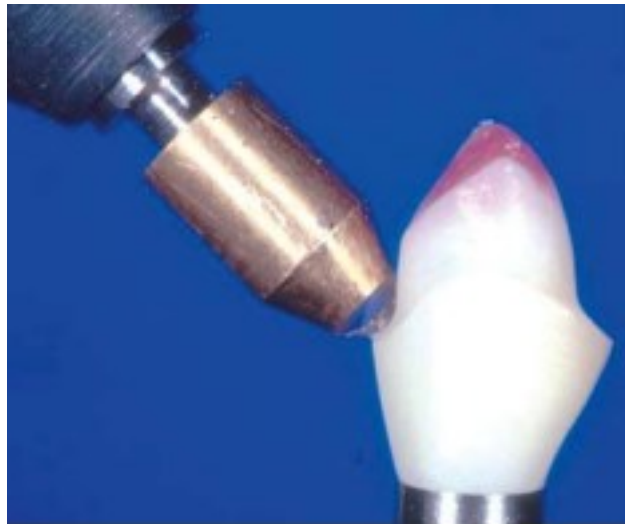


Figura 14 – Scanner mecânico (Descamp, 2016)

Um *scanner* mecânico é um dispositivo usado para digitalizar objetos físicos capturando as suas dimensões e criando uma representação digital em 3D. O objeto a ser digitalizado é fixado numa plataforma rotativa ou numa superfície fixa, enquanto um sensor mecânico ou uma sonda toca na superfície do objeto em diferentes pontos, gerando coordenadas tridimensionais nos eixos X, Y e Z. O sensor é montado num braço

articulado ou num sistema de eixos múltiplos, controlado por computador para digitalizar toda a superfície (figura 14). Cada ponto de contato entre o sensor e o objeto é registado, permitindo que o *software* do *scanner* monte uma compilação em 3D. Esta compilação representa a superfície digitalizada em detalhe. O modelo 3D é então limpo e exportado num formato STL. A principal desvantagem é que os *scanners* mecânicos são relativamente caros e o seu tempo de registo de dados é muito longo comparativamente ao *scanner* ótico (Descamp, 2016; Gupta et al., 2021).

2.1.2.2 Scanners óticos

Ao contrário dos *scanners* mecânicos, os *scanners* óticos utilizam uma fonte de luz. O objeto a ser digitalizado é colocado numa plataforma fixa ou rotativa, e iluminado por um projetor que emite um padrão luminoso em linhas ou em grade (figura 15). A fonte de luz pode ser um laser ou uma luz branca policromática. Um feixe de luz de referência, cujos parâmetros são todos conhecidos, é projetado sobre o objeto a ser digitalizado. O objeto, por sua vez, reflete parte deste feixe recebido. As câmaras capturam as deformações deste padrão na superfície do objeto para gerar coordenadas tridimensionais nos eixos X, Y e Z. Essas coordenadas são depois montadas por um software para criar uma compilação 3D do objeto. Isso é o que se chama de medição ótica. Estes oferecem uma digitalização rápida e sem contato, eliminando o risco de danificar o objeto (Descamp, 2016; Gupta et al., 2021).

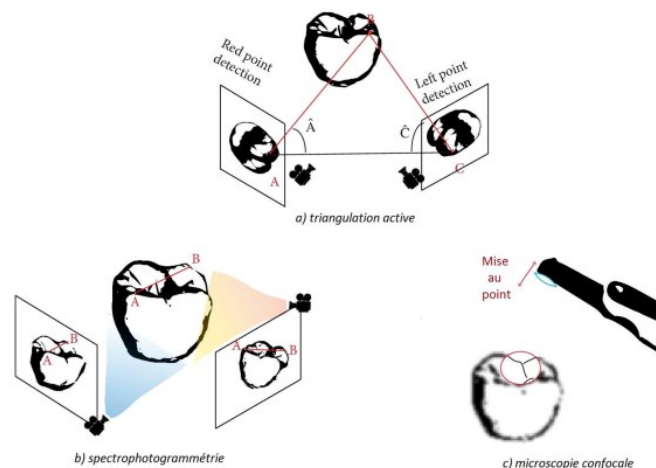


Figura 15 – Processo de digitalização ótico (Descamp, 2016)

2.1.2.3 Progressos recentes na etapa de digitalização 3D: *Scanners* intra-orais



Figura 16 – Scanner Intra-oral

Nos últimos anos, vimos muitas melhorias nos *scanners* ópticos com o aparecimento dos *scanners* intra-orais (figura 16). Estes *scanners* intra-orais sofreram uma redução significativa de peso e volume, o que permitiu melhorar a ergonomia dos sistemas na tomada de impressões (Logozzo et al., 2014). Além disso, estes *scanners* apresentam muitas vantagens importantes tanto para o profissional quanto para o paciente (Treesh et al., 2018).

Assim graças a estes sistemas, tanto o clínico quanto o técnico de prótese dentária limitam os riscos de erros e economizam tempo considerável na realização da prótese (C. Gupta & Mittal, 2018). A impressão ótica é diretamente enviada ao técnico que pode, assim que a recebe, dar um retorno ao médico dentista sobre a qualidade da impressão e se ela é utilizável. As etapas de transporte, esterilização e armazenamento são eliminadas. O arquivo sendo guardado digitalmente permite uma conservação temporal inalterável, ao contrario do que acontece com os modelos físicos que podem por exemplo sofrer alterações dimensionais (Logozzo et al., 2014).

A realização da impressão também é simplificada para o médico dentista. Tradicionalmente, para obter uma impressão correta, é necessário escolher o tamanho correto da moldeira, fazer uma mistura de água e alginato nas proporções corretas, inserir

a impressão no eixo correto e desinserir a mesma de forma a evitar deformações. Neste sentido, a impressão ótica elimina todos os potenciais erros associados a estas fases (Mangano et al., 2017).

Do ponto de vista do paciente, a impressão ótica é mais confortável. Em pacientes com um reflexo de vômito presente, a impressão ótica intra-oral é frequentemente recomendada e o clínico também pode parar temporariamente a impressão quando o paciente necessitar (Kattadiyil et al., 2014).

Apesar de todas estas vantagens, a impressão ótica tem as suas limitações, especialmente na realização de uma prótese removível parcial ou de uma prótese removível total. Para realizar uma prótese removível, uma impressão anátomo-funcional é necessária. Esta impressão não visa apenas reproduzir as estruturas anatómicas da cavidade oral mas também registar as dinâmicas funcionais dessas estruturas quando estão em movimento, denominada de dualidade tecidual (Ahmed et al., 2024; Veyrune, 2022).

No caso de uma edentação de pequena extensão ou uma edentação intercalar do tipo Classe III de Kennedy, é suficiente apenas uma impressão anatómica, muco-estática. Assim, a impressão ótica intra-oral atende amplamente às expectativas dessa impressão. Mas no caso de uma edentação de grande extensão do tipo Classe I ou II de Kennedy, ou ainda no desdentado total, a impressão ótica sozinha não será suficiente e nesse caso são possíveis duas opções para obter uma impressão anátomo-funcional (Veyrune, 2022).

O dentista realiza uma primeira impressão usando uma câmara intra-oral, seguida por uma segunda impressão dita de 'correção' que permite o registo dos limites funcionais e das irregularidades mucosas das cristas desdentadas. Esta segunda impressão é obtida através da adição de moldeira na estrutura metálica (figura 17). A outra opção, o médico dentista pode optar por realizar uma impressão manual após a confecção de uma moldeira individual. Os clínicos geralmente tendem a manter a realização de impressões convencionais, se o paciente não apresentar contraindicações específicas (Gupta et al., 2021).



Figura 17 – Selas porta-impressão setoriais

2.1.3 Concepção assistida por computador (CAD)

A concepção assistida por computador utiliza *softwares* especializados de CAD que permitem criar digitalmente a estrutura metálica da prótese de forma totalmente virtual. O médico dentista encarrega-se de importar o ficheiro informático das impressões 3D da etapa anterior. Depois, utiliza este *software* para conceber virtualmente a estrutura metálica da prótese, tendo em conta a anatomia do paciente e a sua oclusão. A boa realização desta etapa é crucial para obter uma prótese que se adapte bem à boca do paciente (Veyrone, 2022).

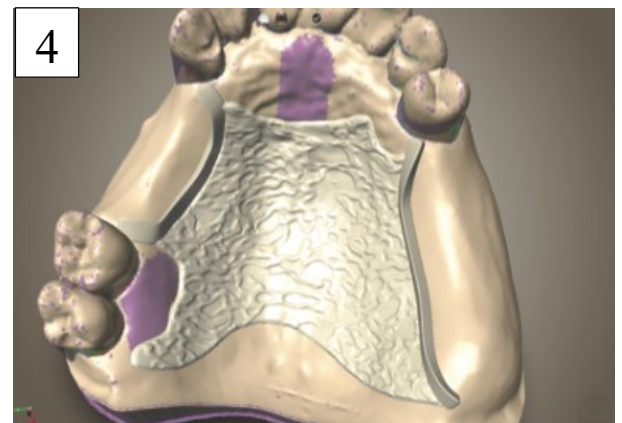
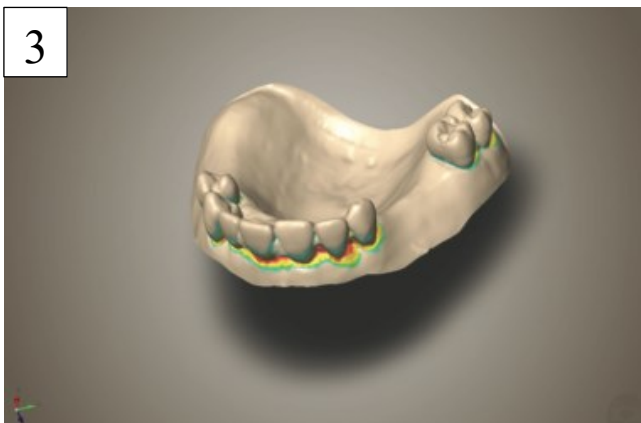
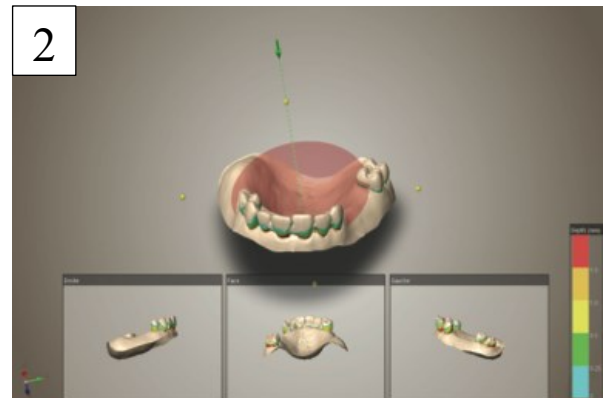
Para começar, o ficheiro importado para o *software* será analisado a fim de obter um modelo de trabalho utilizável (figura 18-1). No modelo de estudo, obtemos zonas de cores que correspondem às zonas de subcorte. Esta etapa permite escolher o eixo de inserção da prótese, como se poderia fazer num paralelizador físico (figura 18-2). O operador pode então validar o seu eixo no *software*, o que permitirá que as zonas de subcorte sejam preenchidas digitalmente (figura 18-3). Em seguida, traçam-se digitalmente os diferentes espaçamentos das selas protéticas e delimitam-se as zonas de retenções (Veyrone, 2022).

A última etapa consiste na modelação da estrutura metálica, adicionando os elementos que formarão a futura prótese (figura 18-4). O operador seleciona no *software* cada elemento da estrutura de que precisa (barras, selas, ganchos...). Estes elementos

aparecem, inicialmente de forma grosseira no *software*, e é o operador que se encarrega do seu posicionamento e do seu correto ajuste no modelo (figura 18-5 e 18-6), sendo que esta etapa pode ser feita manualmente ou automaticamente (Veyrune, 2022).

É importante mencionar que, quando uma impressão de correção é necessária, como nos casos de edentações extensas, o *software* de CAD permite adicionar selas porta-impressão setoriais à parte metálica da prótese, facilitando a tomada de impressão de correção nas zonas desdentadas (Veyrune, 2022).

Quando o modelo virtual da parte metálica (figura 18-7) é concebido e finalizado em CAD, este ficheiro digital é guardado e transmitido ao software de CAM para iniciar a sua fabricação (Veyrune, 2022).



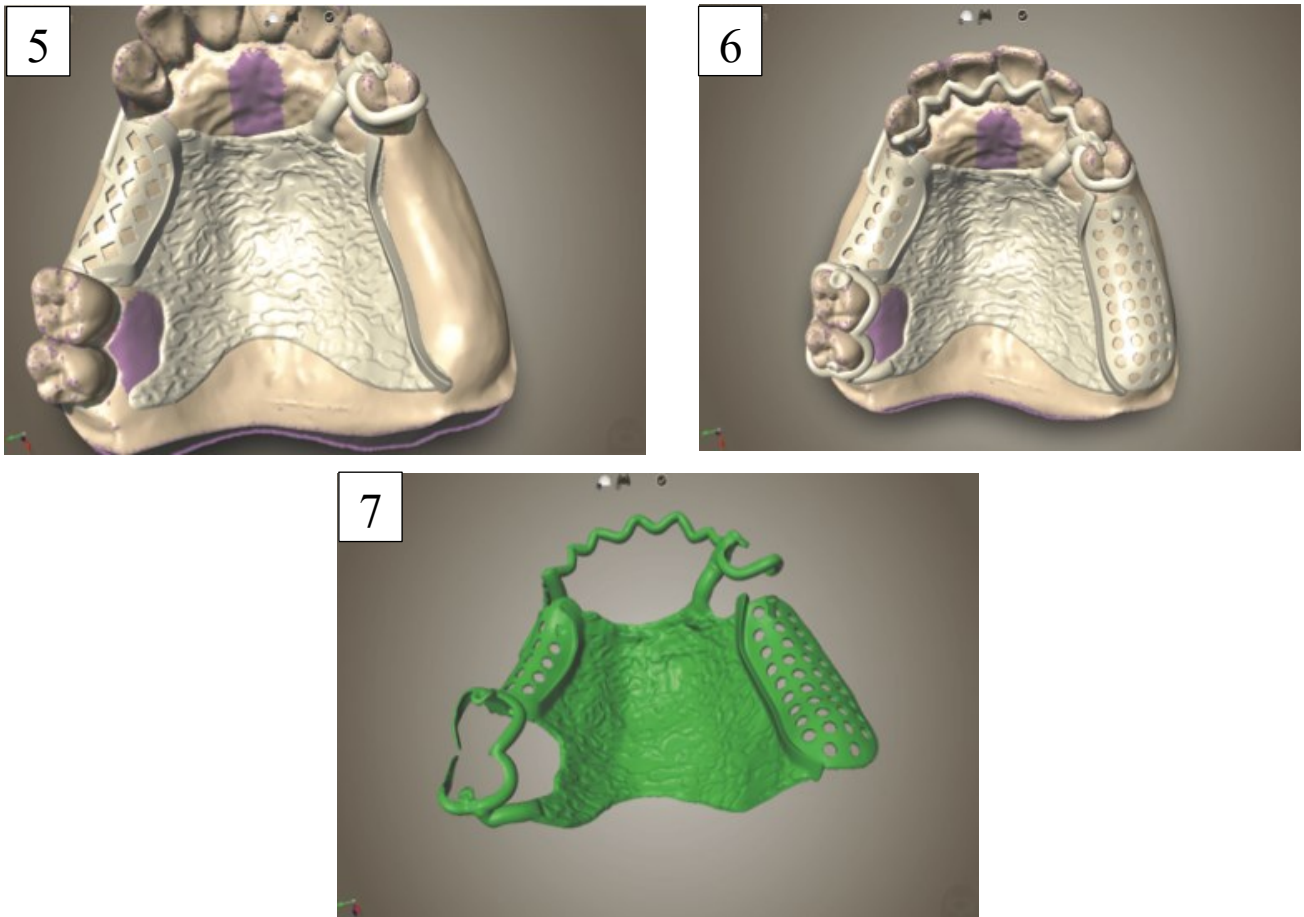


Figura 18 – Processo de criação da prótese com softwares especializados de CAD (1) Modelo de trabalho; (2) Eixo de inserção da prótese; (3) Zonas de subcortes; (4) Estrutura metálica; (5) Adição das selas protéticas e zonas de retenções; (6) Adição dos elementos da estrutura; (7) Modelo virtual da parte metálica (R. Levet; 2013)

2.1.4 Fabrico assistido por computador (CAM)

O segundo ramo do conceito CAD/CAM é a confecção assistida por computador. Dispomos de dois processos de fabricação: aditivo ou subtrativo. Estes processos diferem na sua execução. Na aditiva, encontramos duas técnicas de impressão 3D, a estereolitografia e a micro fusão/fusão laser. Enquanto na técnica subtrativa, obtemos a estrutura da futura prótese através de fresagem (Veyrune, 2022).

Seja por adição ou por subtração, a base protética (em metal) pode ser obtido em dois tempos ou em um único tempo. No processo em dois tempos, a primeira etapa é obter um modelo em 3D da base da prótese em materiais calcináveis. Este material calcinável pode ser cera ou uma resina e de seguida passa-se à fundição tradicional do metal para obter a base finalizado. Para obter a parte metálica numa única etapa, apenas a

sinterização seletiva a laser (técnica aditiva) ou a fresagem de um bloco de metal (técnica subtrativa) são possíveis (Veyrune, 2022).

2.1.4.1 Técnica subtrativa por usinagem

A técnica subtrativa por usinagem, frequentemente utilizada em CAD/ CAM, é um processo no qual o material é removido de um bloco sólido para esculpir o objeto desejado. No contexto das próteses dentárias, isso inclui a fresagem de próteses parciais fixas e de alguns componentes de próteses removíveis. Este método é particularmente apreciado pela sua precisão (Veyrune, 2022; Shaikh et al., 2021).

Para as próteses parciais fixas, a usinagem subtrativa é ideal, pois permite criar estruturas metálicas ou cerâmicas extremamente precisas que se ajustam com grande exatidão às preparações dentárias existentes. O material, seja metálico ou cerâmico, é gradualmente eliminado de um bloco compacto com o uso de ferramentas de corte rotativas. Este processo pode ser totalmente automatizado uma vez que o *design* esteja finalizado no *software* de CAD, assegurando assim uma reprodução fiel e uniforme das próteses (Shaikh et al., 2021).

No entanto, a utilização da usinagem subtrativa para PRs parciais apresenta algumas limitações. Este processo envolve o corte e a eliminação de material de um bloco sólido, o que pode resultar numa quantidade significativa de perda de material (Shaikh et al., 2011). Nos casos em que materiais caros são utilizados, esta perda pode tornar-se economicamente significativa e limitativa. A usinagem subtrativa não é apenas menos eficiente em termos de materiais, mas também pode ser mais dispendiosa em termos de tempo e energia necessários para produzir peças complexas como estrutura de PR (Shaikh et al., 2021). Assim, por razões de tempo de usinagem, complexidade da forma das bases metálicas das próteses, custo dos materiais e desgaste do equipamento, a usinagem subtrativa torna-se menos interessante e aplicável à realização dessa parte. Especialmente quando comparada a técnicas alternativas como a impressão 3D, onde o material é adicionado camada por camada resultando em pouco ou nenhum desperdício (Veyrune, 2022).

Uma solução alternativa para integrar a usinagem na fabricação de PR é a criação da base protética em material calcinável (Shaikh et al., 2021). Neste processo, a parte metálica da prótese é primeiro usinada num material que pode ser eliminado por calcinação (Shaikh et al., 2021). Uma vez preparada essa peça em material calcinável (figura 19-1 et 19-2), é utilizada para formar um molde no qual o metal pode ser fundido, utilizando técnicas de fundição tradicionais (Shaikh et al., 2021). Este processo permite beneficiar da precisão da usinagem subtrativa enquanto se usam materiais metálicos tradicionais para a peça final, combinando assim uma resistência e durabilidade superiores enquanto mantém a precisão dimensional necessária para um ajuste ótimo (Shaikh et al., 2021).

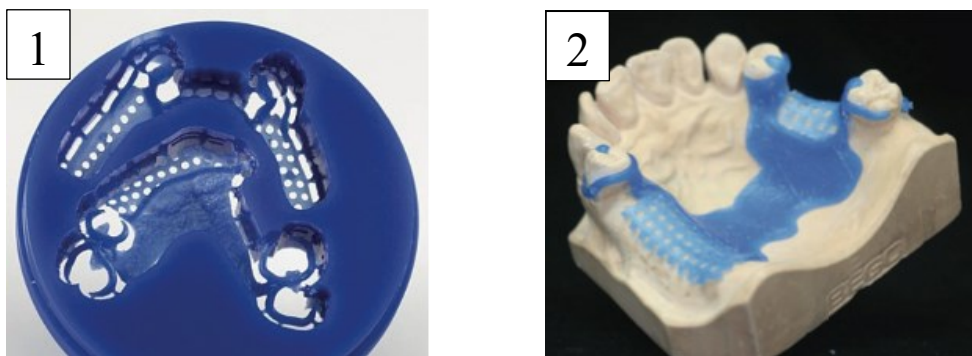


Figura 19 – Criação da base protética em material calcinável (R. Levet; 2013)

2.1.4.2 Técnicas aditivas por impressão 3D

A impressão 3D permite construir próteses adicionando camada por camada de material, o que representa um avanço significativo em relação aos métodos tradicionais de fabricação (Veyrune, 2022).

Em PRs parciais, a impressão 3D é particularmente benéfica devido à sua capacidade de manipular diversos materiais e produzir estruturas complexas que seriam difíceis ou impossíveis de realizar com as técnicas de fabricação subtrativas (Shaikh et al., 2021). O modelo digital é utilizado para guiar uma impressora 3D que aplica o material, camada por camada. Depois, essas várias camadas de materiais são fundidas e solidificadas para formar a base protética (Shaikh et al., 2021). A utilização de materiais específicos para a impressão 3D, como as resinas poliméricas, oferece não apenas uma grande precisão na confecção, mas também uma adaptação mediante as necessidades individuais dos pacientes (Shaikh et al., 2021). Além disso, a capacidade da impressão

3D de ajustar as espessuras e as texturas das próteses melhora o ajuste, a funcionalidade e o conforto do paciente (Shaikh et al., 2021).

Atualmente, existem dois processos para realizar a impressão 3D de uma prótese removível parcial, a estereolitografia e a micro fusão/fusão laser.

2.1.4.2.1 Estereolitografia

A estereolitografia (SLA) funciona com base no princípio da fotopolimerização, uma técnica na qual materiais fotossensíveis no estado líquido (resinas) são endurecidos camada por camada para formar objetos sólidos (Shaikh et al., 2021).

Este processo começa com a concepção de um modelo 3D no computador, que é então dividido em camadas horizontais muito finas através de um software especializado. Uma vez preparado o modelo, o processo de fabricação (figura 20) inicia-se numa cuba contendo resina líquida. Um laser ultravioleta (UV) é dirigido, de forma precisa, à superfície da resina, endurecendo o material nos pontos definidos pelo modelo 3D. Após cada camada ser solidificada, a plataforma de construção desce ligeiramente na cuba, permitindo que uma nova camada de resina líquida cubra a superfície. O laser então processa esta nova camada, e o processo repete-se até que o objeto completo seja formado (figura 21). Após a impressão, o objeto é lavado com um solvente e depois endurecido numa câmara UV para reforçar o material (Dawood et al., 2015; Shaikh et al., 2021).

No entanto, esta técnica tem a desvantagem de não permitir obter a base metálica finalizada. É necessário passar primeiro por um modelo para depois realizar uma fundição tradicional para produzir a base metálica (Shaikh et al., 2021).

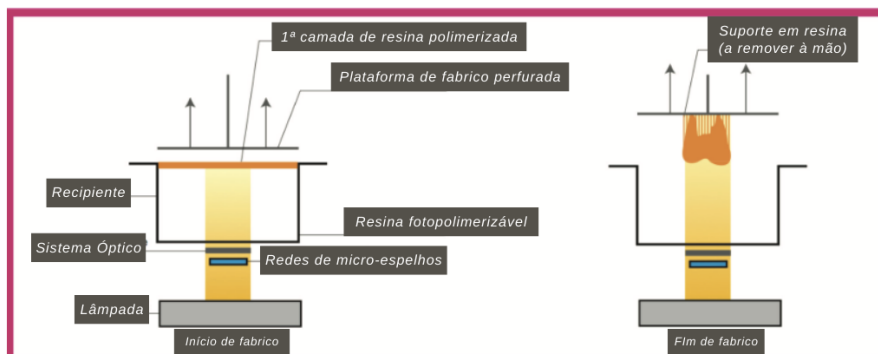


Figura 20 – Processo de Estereolitografia (Centre National d’Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire)



Figura 21 – Processo de Estereolitografia (Centre National d’Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaire (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire)

2.1.4.2.2 Micro-fusão laser

Este processo tem como objetivo juntar camadas de pó metálico fino para obter o objeto desejado (figura 22). Usa-se um feixe de lasers de alta potência para fundir e fundir as camadas entre si (Dawood et *al.*, 2015; Shaikh et *al.*, 2021).

O processo de micro fusão laser começa com a preparação do *design* e a configuração dos parâmetros do laser, adaptados ao material. Uma vez finalizado o *design*, os materiais a serem fundidos são cuidadosamente posicionados sob o laser. O laser emite um feixe concentrado de alta energia que percorre as áreas pré-definidas, fundindo ou sintetizando os locais definidos nas etapas anteriores (Shaikh et *al.*, 2021). Estas etapas são repetidas para obter o corpo metálico por empilhamento sucessivo de camadas (Dawood et *al.*, 2015).

Na categoria de micro fusão encontramos dois processos: o Selective Laser Melting (SLM) e o Selective Laser Sintering (SLS). Estes diferem no processo de tratamento dos materiais. O SLM funde completamente o material. Por outro lado, o SLS aquece as partículas de pó apenas a temperaturas suficientes para sinterizá-las sem atingir

o ponto de fusão. Estas são as únicas duas técnicas aditivas que permitem obter diretamente a parte metálica sem passar pela etapa tradicional de fundição (Veyrune, 2022; Dawood et al., 2015)

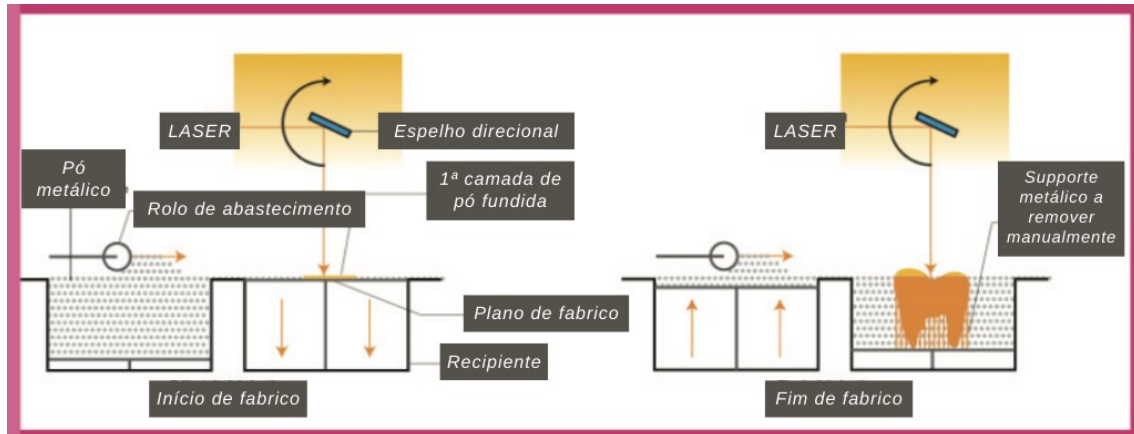
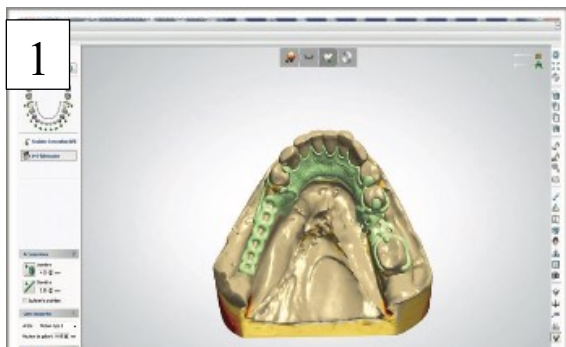


Figura 22 – Processo de Micro-fusão laser (CNIFPD), Guide de la CFAO Dentaire)



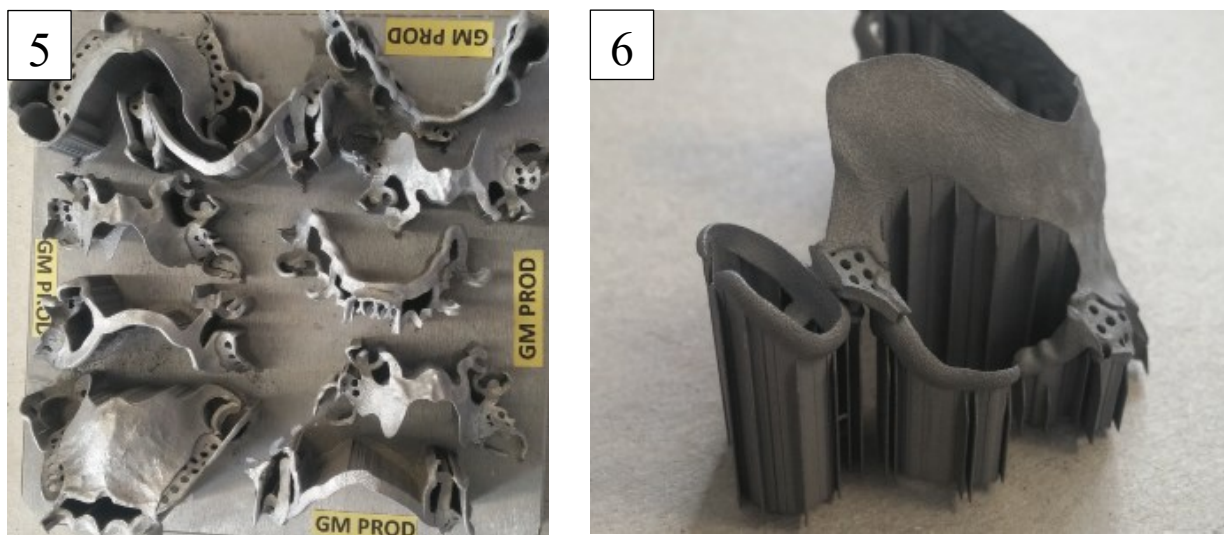


Figura 23 – Etapas de criação da prótese com processo de micro fusão laser (1) Modelo virtual da prótese; (2), (3) e (4) Parte metálica obtido; (5) e (6) Modelo com o suporte metálico (R. Leviet; 2013)

2.1.4.2.3 Progressos recentes na etapa da CAM : Técnica aditiva e novos materiais usináveis

Graças à evolução das técnicas de confecção de próteses, nomeadamente com o método aditivo, temos observado ao aparecimento de novos materiais fresáveis (Veyrune, 2022). Estes materiais, à base de polímeros, fazem parte da família dos polyaryletherketone (PAEK). Entre eles, encontramos o poliéterétercetona (PEEK), um polímero termoplástico semi-cristalino que devido à sua estrutura química, oferece algumas das melhores propriedades mecânicas entre todos os polímeros de alta resistência (Papathanasiou et al., 2020).

Este material encontrou inicialmente a sua utilidade na medicina, como substituto de discos vertebrais e próteses da anca, mais tarde, devido à sua resistência e biocompatibilidade, ele foi introduzido na área da medicina dentária (Najeeb et al., 2016).

O PEEK apresenta muitas vantagens em PRs parciais (figura 24-1 e 24-1), o que o torna uma escolha cada vez mais privilegiada pelos profissionais de saúde oral. A sua boa biocompatibilidade minimiza os riscos de reações alérgicas e garante uma integração segura com os tecidos biológicos (Najeeb et al., 2016). A leveza do PEEK contribui para um conforto superior para o portador de próteses dentárias, comparativamente aos materiais metálicos tradicionais que podem ser mais pesados e menos agradáveis no dia a dia (Papathanasiou et al., 2020). Além disso, uma prótese confeccionada com PEEK

tende a ser mais bem aceite pelo paciente pois não é sentido nenhum gosto metálico (Papathanasiou et al., 2020). Também a sua resistência ao desgaste e à corrosão garantem uma longevidade aumentada da prótese mantendo, assim, uma funcionalidade e estética otimizadas. Finalmente, o PEEK permite flexibilidade no *design*, facilitando a criação de próteses que se adaptam precisamente às especificidades anatômicas do paciente, oferecendo ainda uma excelente capacidade de cor para corresponder à cor natural dos dentes e das gengivas, melhorando assim os resultados estéticos para o paciente (Najeeb et al., 2016; Veyrune, 2022).

No entanto, apesar de apresentar bastante flexibilidade, que minimiza o stress e o torque sobre os dentes suporte, o PEEK pode causar um aumento das tensões sobre a mucosa e deslocamentos que podem gerar dor e reabsorção óssea. Por este motivo, é aconselhável utilizá-lo com cautela nos casos clínicos com configurações de próteses extensas (Papathanasiou et al., 2020).

Quanto à fixação, as conexões em PEEK, embora ofereçam uma força de retenção inferior à das conexões em liga de cromo cobalto, são consideradas adequadas para o tratamento clínico. Foi observado que as conexões em PEEK usinadas apresentam, efetivamente, uma melhor capacidade de retenção comparativamente às obtidas por termopressão. As estruturas de próteses em PEEK podem ser realizados tanto por usinagem direta de blocos de PEEK como por uma combinação de impressão 3D e termopressão. No entanto, as estruturas usinadas diretamente dos blocos de PEEK exibem uma maior precisão e conseqüentemente, melhor adaptação (Papathanasiou et al., 2020).

Finalmente, para as próteses completas, o uso do PEEK visa reduzir as deformações que causam fraturas medianas. No entanto, outros materiais mais rígidos podem fornecer um reforço mais substancial com espessuras menores. Estudos indicam que as bases de próteses em PEEK superam as de PMMA em termos de resistência ao impacto e à tração, tornando o PEEK uma escolha ideal para casos clínicos que requeiram bases protéticas mais resistentes ao desgaste, a manchas e com uma baixa rugosidade de superfície após polimento (Papathanasiou et al., 2020).

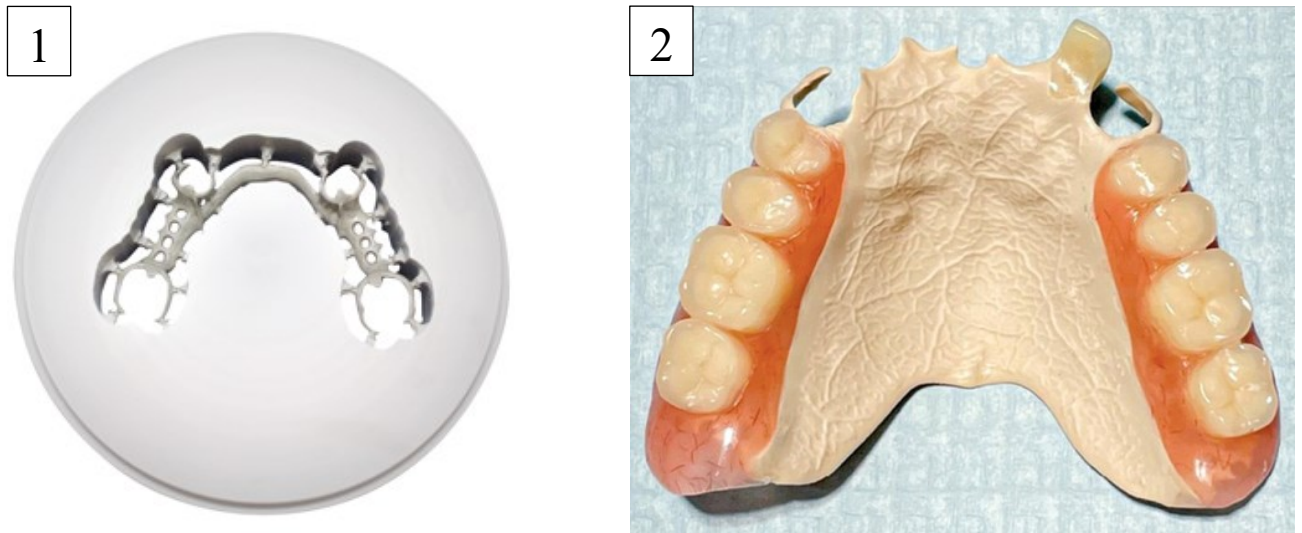


Figura 24 – Bases Protéticas em PEEK (1) e PR final em PEEK (2) (Veyrune, 2022).

2.1.5 Montagem das selas e dos dentes protéticos

Atualmente, esta etapa ainda não tem equivalência nos protocolos digitais e como tal, as etapas finais de polimerização e acabamento da prótese têm que ser realizadas com técnicas tradicionais (Veyrune, 2022)

2.2 Melhorias nas resinas acrílicas para próteses totais

Em prótese total removível, a parte que serve como base da prótese, chamada de base protética, evoluiu muito pouco desde a introdução das resinas acrílicas nos anos 30 (Zafar, 2020; Alla et al., 2013). De facto, desde que Walter Wright introduziu o PMMA (como material para bases de protéticas), este impôs-se como o biomaterial mais utilizado para a confecção de próteses dentárias (Zafar, 2020; Alla et al., 2013), principalmente devido às suas inúmeras propriedades favoráveis como a facilidade de processamento e pigmentação, as propriedades mecânicas, baixa toxicidade, custo acessível, entre outros. (Zafar, 2020; Farid et al., 2022). No entanto, dois outros materiais resinosos foram desenvolvidos desde então, um à base de Nylon e outro à base de policarbonato (Zafar, 2020; Farid et al., 2022).

Atualmente não existe um material perfeito e para cumprir as suas funções, a prótese deve atender a um certo número de exigências mecânicas, físicas, químicas e biológicas

(Zafar, 2020; Farid et al., 2022). Existem também outros aspectos importantes, como a estética, o custo e uma vida útil aceitável (Zafar, 2020; Alla et al., 2013). Contudo, qualquer que seja o material utilizado para a base da prótese dentária, todos apresentam as suas próprias limitações, o que torna difícil combinar todas as propriedades ideais, pois cada uma das melhorias feitas de um lado pode comprometer outra propriedade (Farid et al., 2022). Para melhorar as propriedades do PMMA, foram relatadas recentemente várias modificações químicas e técnicas de reforço mecânico usando diversos tipos de fibras, nanopartículas e nanotubos (Farid et al., 2022).

2.2.1 Resina acrílica

2.2.1.1 Classificação

A *American Dental Association* (ADA) No. 12 e a norma ISO 20795-1:2013 (*International Organization for Standardization*) classificam os polímeros base para próteses dentárias em vários tipos e classes, enunciando nos seus relatórios uma classificação e um caderno de encargos exigido para os polímeros. Também podemos encontrar uma classificação baseada na reação de polimerização. E assim, segundo o modo de ativação da polimerização, distinguem-se três principais tipos de polímeros utilizados para as bases de próteses dentárias, cada um variando em termos de processo de polimerização e composição. A norma ISO 20795-1:2013 inclui também um tipo 4 e 5, que são os polímeros fotopolimerizáveis e polimerizáveis por micro-ondas (figura 25).

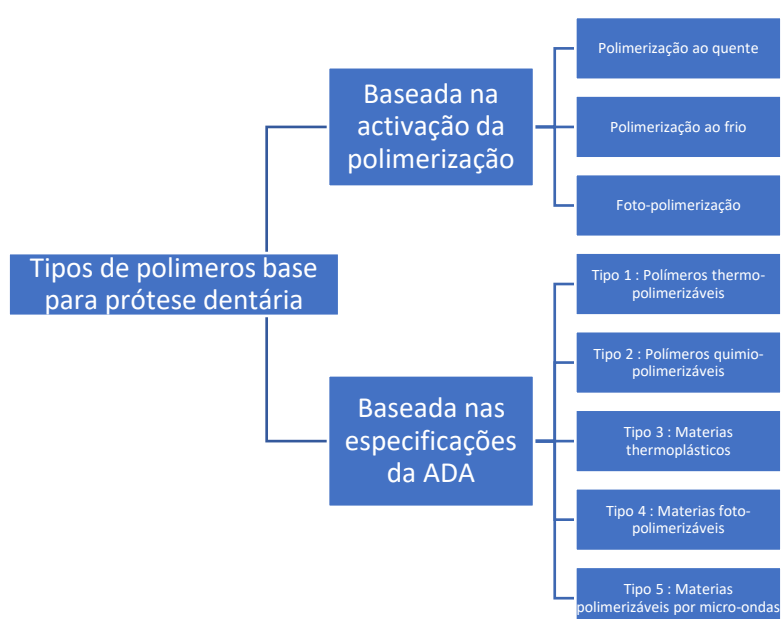


Figura 25 – Tipos de polímeros base para prótese dentária (Adaptado de Alqutaibi et al., 2023)

Os tipos I e II são os mais comumente utilizados na concepção das bases de PRs (Alqutaibi et al., 2023).

2.2.1.2 Composição

Em medicina dentária, o polimetacrilato de metila apresenta-se sob a forma de uma mistura pó/líquido (Alqutaibi et al., 2023).

O pó é principalmente constituído por pequenas esferas de polimetacrilato de metilo. Também encontramos peróxido de benzoílo, em pequena quantidade, que é o iniciador, visto que o seu papel é iniciar o processo de polimerização, assim como pigmentos (óxidos de ferro ou óxidos de titânio), corantes e opacificantes (Alqutaibi et al., 2023; Zafar, 2020).

O líquido é metacrilato de metilo não polimerizado contendo uma pequena quantidade de hidroquinona, um inibidor, para evitar a polimerização ou endurecimento durante o armazenamento. Pode ser associado com um agente como o dimetacrilato de etileno glicol. Essa formação permite uma estabilidade dimensional aumentada, um aumento na temperatura de deformação e uma maior resistência (Zafar, 2020).

2.2.1.3 Polimerização

A polimerização é um processo químico pelo qual monómeros se ligam para formar polímeros, resultando em um material sólido. Existem dois tipos de reação de polimerização: a polimerização por adição e por condensação. Em medicina dentária, as resinas utilizadas empregam a polimerização por adição, que é um processo químico onde monómeros contendo ligações duplas reagem entre si para formar polímeros através da criação de ligações covalentes sem produção de subprodutos. Este processo ocorre em três etapas principais: iniciação, propagação e terminação (Alqutaibi et al., 2023; Zafar, 2020).

Etapa 1: Iniciação

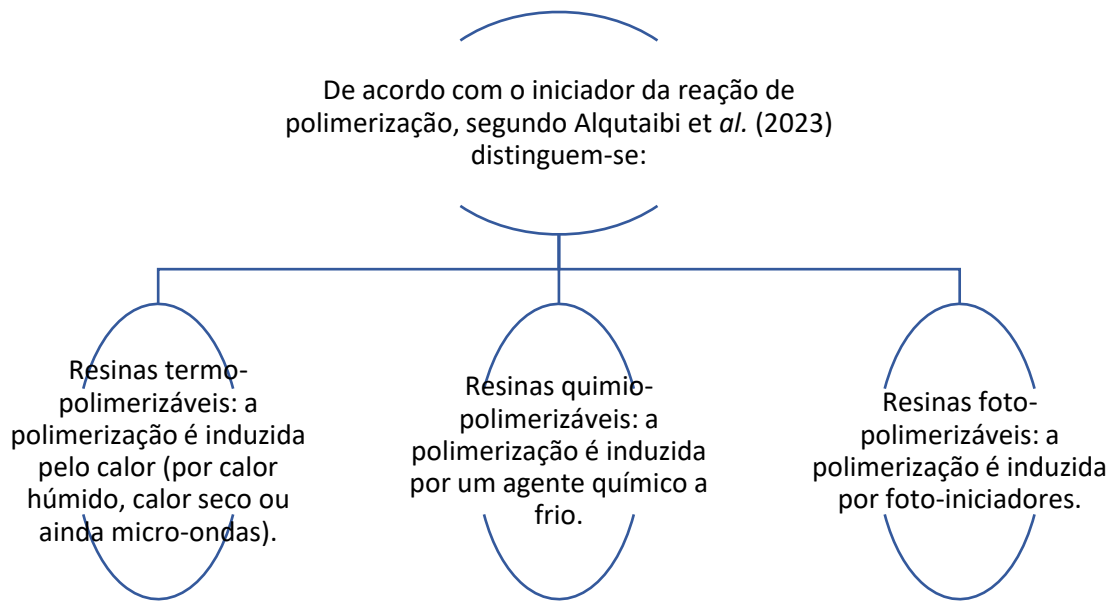
A iniciação começa com a criação de radicais livres, que são moléculas muito reativas com elétrons desemparelhados. No caso das resinas acrílicas, o iniciador típico é o peróxido de benzoílo. Sob o efeito do calor ou de um iniciador químico, o peróxido de benzoílo decompõe-se em dois radicais livres. Esses radicais livres são essenciais porque iniciam a reação ao se ligarem às moléculas de monómero, formando assim um novo radical livre na extremidade da cadeia crescente de polímero (Waliszewski, 2022).

Etapa 2: Propagação

Durante esta fase, o radical livre formado durante a iniciação reage com outros monómeros para alongar a cadeia polimérica. Cada vez que um monómero se liga à cadeia crescente, um novo radical livre é criado na extremidade da cadeia. Esta reação continua a repetir-se, resultando em um rápido crescimento da cadeia polimérica. A propagação continua até que a concentração dos monómeros diminua ou que uma etapa de terminação encerre o processo (Alqutaibi et al., 2023).

Etapa 3: Terminação

A terminação ocorre quando os radicais livres reativos são neutralizados, interrompendo assim o crescimento da cadeia polimérica. Existem vários mecanismos de terminação, mas os dois principais são a recombinação e a desproporção. Na recombinação, dois radicais livres se encontram e se ligam para formar uma única molécula estável. Enquanto na desproporção, um radical livre transfere um átomo de hidrogénio para outro radical livre, produzindo assim duas moléculas estáveis sem radicais livres (Waliszewski, 2022).



As resinas quimio-polimerizáveis são principalmente utilizadas nas técnicas de reparação e rebasamento devido à sua capacidade de polimerizar à temperatura ambiente, o que facilita intervenções clínicas rápidas e eficazes. Em paralelo, as resinas fotopolimerizáveis são sobretudo empregues na confecção de modelos dentários, guias cirúrgicos para implantes ou aparelhos de alinhamento, graças à sua capacidade de polimerizar sob a ação da luz, permitindo grande precisão e controle ótimo do processo (Alqutaibi et al., 2023).

Polimerização das Resinas Acrílicas Termopolimerizáveis (Resinas Prensadas e Resinas Injetadas)

As resinas termo-polimerizáveis necessitam da aplicação de calor para induzir a polimerização. Esse processo pode ser realizado por diferentes meios, como banho-maria, calor seco ou forno de micro-ondas. As técnicas de implementação dessas resinas dividem-se principalmente em duas categorias: a técnica da resina prensada e a técnica da resina injetada (Waliszewski, 2022).

- Técnica da Resina Prensada



Figura 26 – Técnica da resina prensada.

A técnica da resina prensada (figura 26) é um método tradicional amplamente utilizado para a fabricação de próteses dentárias. Esta técnica ocorre em várias etapas. A primeira etapa consiste em preparar o molde de gesso e a maquete de cera. A superfície do modelo de gesso e a maquete de cera são isoladas aplicando um gel de ágar-ágar derretido. Uma vez retirado o modelo, a cera e os dentes são limpos e, em seguida, recolocados no molde (Waliszewski, 2022).

A resina é preparada misturando o pó de PMMA e o líquido conforme as indicações do fabricante, geralmente numa proporção de 2:1. A mistura é deixada a descansar para atingir uma consistência adequada para a prensagem. Ela deve passar por vários estágios de consistência, incluindo o estágio arenoso, o estágio filamentososo, o estágio pastoso e o estágio borrachóide. O estágio pastoso é particularmente importante porque permite manipular a resina sem que ela adira aos instrumentos (Waliszewski, 2022).

Ao atingir a consistência pastosa, a resina é colocada no molde e submetida a uma pressão mecânica. A prótese é prensada no modelo mestre aplicando uma pressão de 0,20 MPa, o que ajuda a eliminar as bolhas de ar e a garantir uma distribuição uniforme da

resina. A polimerização então começa, e a resina endurece sob o efeito do calor aplicado por um banho-maria, calor seco ou um forno de micro-ondas. O processo de polimerização é exotérmico e pode causar um aumento significativo da temperatura, que deve ser controlada para evitar a deformação da prótese (Alqutaibi et *al.*, 2023).

Após a polimerização, a prótese é desmoldada com cuidado para evitar fissuras ou danos. A desmoldagem é facilitada pela aplicação prévia de gel ou verniz na superfície do molde. Em seguida, a haste de fundição é removida, e a prótese é polida para eliminar as imperfeições e obter uma superfície lisa e brilhante. Os acabamentos incluem também o alisamento das bordas e o ajuste dos contornos para garantir um bom encaixe na boca do paciente (Waliszewski, 2022).

A técnica da resina prensada é amplamente utilizada devido à sua simplicidade e eficácia. No entanto, ela pode, por vezes, apresentar defeitos de distribuição da resina ou bolhas de ar, necessitando de um controle rigoroso durante a preparação e a prensagem, estando muito dependente da experiência do operador (Alqutaibi et *al.*, 2023).

- Técnica da Resina Injetada

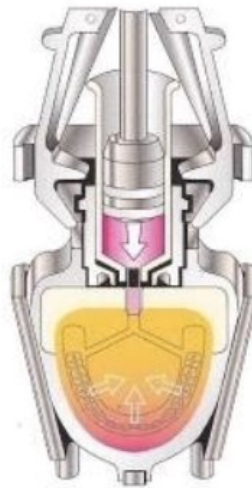


Figura 27 – Técnica da resina injetada (SR Ivoclar the Successful Technique - Ivoclar Vivadent - Page - PDF Catalogs | Technical Documentation, 2017).

A técnica da resina injetada (figura 27) é um método mais moderno e automatizado, permitindo uma melhor precisão e uma uniformidade maior das próteses.

Assim como na técnica da resina prensada, as superfícies de gesso e a maquete de cera são isoladas, e o modelo é limpo antes de ser recolocado no molde. O molde usado para a injeção deve ser projetado para resistir à alta pressão necessária para a injeção da resina (Hosaka *et al.*, 2021).

A resina é preparada de acordo com as instruções do fabricante e, em seguida, aquecida até atingir um estado semilíquido, pronto para a injeção. A preparação da resina inclui a mistura do PMMA com o líquido monómero em uma proporção precisa para obter as propriedades mecânicas desejadas. A resina deve atingir uma consistência específica que permita a sua injeção sem comprometer a sua estabilidade (Lin *et al.*, 2014).

A resina aquecida é injetada sob pressão no molde por meio de um sistema de injeção. Esse método assegura uma distribuição homogênea da resina e reduz os riscos de bolhas de ar ou defeitos internos na prótese. A injeção geralmente é feita a uma pressão controlada para evitar deformações e garantir uma boa penetração da resina em todas as cavidades do molde (Lin *et al.*, 2014).

Uma vez que a resina é injetada, o molde é colocado em um ambiente de polimerização controlado, muitas vezes um forno específico, onde o calor é aplicado para iniciar e completar o processo de polimerização. A temperatura e a duração da polimerização são cuidadosamente controladas para assegurar uma reação completa e minimizar os riscos de contração ou deformação da prótese (Lin *et al.*, 2014).

Após a polimerização, o molde é arrefecido gradualmente para evitar choques térmicos e deformações. A prótese é então desmoldada, e os acabamentos são realizados para eliminar os excessos de resina e polir a superfície. Os acabamentos também incluem o ajuste das bordas e superfícies para garantir um conforto ótimo e uma boa adaptação na boca. (Lin *et al.*, 2014).

Os benefícios da técnica da resina injetada incluem melhor precisão e distribuição homogênea da resina, o que minimiza os defeitos internos. Esta técnica também permite reduzir o tempo de trabalho e melhorar a eficiência da produção. No entanto, ela requer equipamentos mais sofisticados e treinamento específico para os técnicos de prótese

dentária, o que pode representar um investimento inicial mais elevado para os laboratórios dentários (Hosaka et al., 2021).

A técnica da resina prensada, embora tradicional, continua sendo amplamente utilizada devido à sua simplicidade e eficácia comprovada. A técnica da resina injetada, mais moderna, oferece vantagens em termos de precisão e qualidade, embora exija investimentos em equipamentos e treinamento. A escolha da técnica dependerá dos recursos disponíveis e das exigências específicas do paciente e do clínico (Waliszewski, 2022).

2.2.2 Inclusões de fios metálicos

A incorporação de fios metálicos nas resinas acrílicas foi uma das primeiras abordagens de melhoria propostas. Essa adição permite melhorar a dureza e a resistência à flexão das bases protéticas (Alla et al., 2013).

Os fios metálicos utilizados, sob a forma de fios ou placas, podem incluir ligas (prata, cobre ou alumínio) ou cromo-cobalto. Apesar de uma resistência à flexão aumentada, esses fios podem comprometer a estética e aumentar a porosidade. Além disso, a sua manipulação é bastante complexa, especialmente para garantir uma integração homogênea na resina. A ligação metal/acrílico ocorre quando o PMMA penetra nas micro-irregularidades do metal. Para obter essas irregularidades, o fio metálico deve ser previamente jateado ou deve passar por um tratamento químico. Outro problema mencionado na literatura é a dificuldade de reparo em caso de fratura (Alla et al., 2013).

As pesquisas sobre os fios metálicos mostraram que estes também podem melhorar a condutividade térmica da resina, o que é benéfico para o conforto do paciente, pois permite uma melhor dissipação do calor (Alla et al., 2013).

Embora a inclusão de fios metálicos melhore a resistência à flexão, a dificuldade de obter uma ligação metal/acrílico estável, a diminuição da estética e a impossibilidade de reparação limitam sua utilização (Alla et al., 2013).

2.2.3 Adição de fibras

Muitas pesquisas têm se concentrado no reforço do PMMA através da adição de diversas fibras (Gad et al., 2017). Essa adição confere várias melhorias à base da prótese, especialmente nas suas propriedades mecânicas. Diversos fatores contribuem para esses benefícios, como a morfologia das fibras, a sua orientação, concentração, pré-impregnação e silanização para algumas (Alla et al., 2013; Alqutaibi et al., 2023).

Fibras de Nylon

As fibras de nylon são usadas para reforçar as resinas acrílicas. Essas fibras são conhecidas pela sua resistência a impactos e stress repetido, aumentando assim a resistência à fratura das bases protéticas (Alqutaibi et al., 2023). No entanto, estas absorvem água, o que pode afetar as suas propriedades mecânicas e a sua adesão à flora microbiana. O nylon também é apreciado pela sua flexibilidade, o que pode contribuir para uma melhor adaptação das próteses. A ligação entre as fibras e o acrílico ainda precisa ser aprimorada (Alla et al., 2013; Gad et al., 2017).

Fibras de Carbono

As fibras de carbono são eficazes para melhorar a resistência à fadiga e ao impacto. Essas fibras são leves, mas extremamente fortes, o que as torna uma escolha popular para reforçar as resinas acrílicas (Zafar, 2020). No entanto, apresentam desafios em termos de manipulação e estética devido à sua cor preta (Zafar, 2020; Alla et al., 2013). O seu potencial de toxicidade também deve ser considerado, embora os tratamentos de superfície possam atenuar esse risco. As fibras de carbono são relativamente pouco usadas devido a estas desvantagens (Zafar, 2020).

Fibras de Aramida (Kevlar)

As fibras de aramida são particularmente interessantes pela sua alta resistência e módulo de elasticidade. Estas fibras, Kevlar, apesar da sua resistência e módulo de elasticidade elevados, apresenta desafios estéticos devido à sua cor amarela e pode causar superfícies rugosas se as fibras não forem corretamente integradas (Zafar, 2020; Alla et

al., 2013). Segundo o estudo de Alla *et al.* (2013), o reforço com fibras de Kevlar melhora a resistência à tração e o módulo de elasticidade das bases protéticas, mas pode tornar a superfície difícil de polir devido à exposição das fibras na superfície da resina. As fibras de Kevlar também não aderem muito bem ao acrílico (Alla *et al.*, 2013).

Fibras de Polietileno

As fibras de polietileno oferecem biocompatibilidade, baixa densidade e ductilidade atraentes para o reforço das resinas PMMA (Zafar, 2020). As fibras tratadas com plasma para melhorar a adesão à resina podem aumentar significativamente a resistência ao impacto. No entanto, uma alta concentração dessas fibras pode tornar a manipulação do material difícil, o que torna o seu uso muito restritivo (Zafar, 2020; Alla *et al.*, 2013).

Fibras de Vidro

As fibras de vidro, quando tratadas com agentes de acoplamento como o silano, podem aumentar consideravelmente a resistência à fratura (Zafar, 2020; Alla *et al.*, 2013). No entanto, a sua manipulação pode ser difícil. As fibras de vidro podem ser integradas discretamente, o que melhora a sua adaptação aos contornos da boca e reduz a porosidade, melhorando a resistência à acumulação de bactérias e prolongando a vida útil das próteses. As fibras de vidro são frequentemente usadas devido à sua transparência, que permite manter a aparência estética das próteses. No entanto, as fibras de vidro também apresentam limitações, especialmente na retenção de placa microbiana e na alta citotoxicidade (Zafar, 2020; Alla *et al.*, 2013).

2.2.4 Adição de polímeros

Outra técnica interessante é a adição de copolímeros. Os polímeros de estireno-butadieno são notáveis pela sua dureza e resistência à flexão. Eles oferecem um bom equilíbrio entre adaptação e estética, mas podem aumentar a porosidade e apresentar riscos alérgicos (Gad *et al.*, 2017). Esses polímeros são frequentemente utilizados para melhorar a flexibilidade e a resiliência das resinas acrílicas, permitindo uma melhor

adaptação das próteses aos movimentos. No entanto, o seu uso é bastante raro devido ao alto custo (Sabri et al., 2021).

Modificações químicas também podem melhorar as propriedades mecânicas das resinas PMMA. Essas resinas reforçadas com borracha absorvem mais energia antes de se fraturarem, mas podem se tornar excessivamente flexíveis, comprometendo a sua estabilidade dimensional. Pesquisas mostraram que a adição de copolímeros também pode reduzir a retração da polimerização, melhorando a precisão dimensional das próteses (Alqutaibi et al., 2023).

2.2.5 Adição de nanopartículas

Um dos problemas observados nos utilizadores de próteses é a colonização microbiana, que pode resultar em estomatite protética. Esta patologia é caracterizada por uma inflamação da mucosa oral sob a prótese dentária. É uma condição comum entre os utilizadores de próteses dentárias e pode ter diferentes níveis. A estomatite protética pode ser causada por uma higiene oral inadequada, trauma mecânico devido a uma prótese mal ajustada ou irregular, infeções fúngicas como as infeções por *Candida albicans*, reações alérgicas aos materiais da prótese e fatores sistémicos como diabetes, deficiências nutricionais ou imunossupressão (Alqutaibi et al., 2023).

As nanopartículas são partículas cujas dimensões variam entre 1 e 100 nanómetros (nm). Nessa escala, elas apresentam propriedades físicas, químicas e biológicas únicas que diferem das propriedades dos materiais em maior escala, devido ao seu tamanho reduzido e à grande superfície específica em relação ao volume (Sabri et al., 2021). Algumas nanopartículas, como as nanopartículas de dióxido de titânio, grafeno e prata, demonstraram a sua capacidade de reduzir a colonização microbiana (Fouda et al., 2019).

As nanopartículas de grafeno e prata podem ser usadas para otimizar as próteses totais. A criação desse compósito de nanopartículas foi realizada por meio de uma técnica de deposição química em fase vapor por radiofrequência (Peng et al., 2017). No entanto, são necessários mais estudos para determinar se esse efeito antibacteriano se deve a uma proporção aumentada de monómeros livres ou às cargas adicionadas. A análise também

será ampliada para incluir *Candida albicans* e outros micro-organismos responsáveis por infecções orais, para complementar o espectro antibiótico (Zhou et al., 2013).

Um novo tipo de material foi desenvolvido combinando uma solução de nanopartículas de prata com ácido acrílico e metacrilato de metila para criar espécimes de base de prótese em polímero de metacrilato de metila. Este material antimicrobiano apresenta um amplo espectro de eficácia, alta atividade antibacteriana e boa biocompatibilidade (Alla et al., 2019).

Esta metodologia, além de ser simples e econômica, pode se tornar um tratamento antibacteriano eficaz para próteses removíveis, sejam elas parciais ou completas. É uma solução particularmente adequada às necessidades dos idosos (Peng et al., 2017).

2.2.6 Tratamento de superfície

Existem várias exigências para combater a adesão de microrganismos (biofilme e *Candida*) à superfície da base da prótese. Esta base deve ser lisa, hidrofílica e sem rugosidade. Essas exigências referem-se a duas propriedades: a rugosidade da superfície e a energia livre da superfície. A rugosidade da superfície não deve exceder 0,2 µm para não interferir na eliminação dos microrganismos (Alqutaibi et al., 2023).

Muitas pesquisas concentraram-se na adição de agentes antimicrobianos à resina base das próteses dentárias para reduzir a adesão microbiana e, assim, prevenir a estomatite protética (Gad et al., 2017).

Parylene

O Parylene, um polímero da família dos poli-para-xililenos, é usado como material de revestimento devido às suas notáveis propriedades protetoras. Sintetizado por deposição em fase vapor, forma uma camada homogênea e impermeável numa variedade de superfícies. Esse processo único de polimerização permite obter filmes de espessura uniforme, geralmente entre 1 e 50 µm, oferecendo proteção eficaz contra umidade, produtos químicos e agentes biológicos (Bourlidi et al., 2016).

O Parylene é especialmente valorizado pela sua biocompatibilidade e estabilidade térmica e química. Na aplicação clínica, uma camada de 10 μm é frequentemente recomendada para obter um equilíbrio ideal entre proteção e propriedades de superfície. O Parylene melhora a resistência ao desgaste mecânico e reduz a rugosidade da superfície, o que pode ajudar a limitar a adesão microbiana, embora esta não seja totalmente eliminada abaixo de certos limiares críticos (Santos et al., 2013).

As propriedades hidrofóbicas do Parylene, combinadas com a sua alta resistência a solventes orgânicos e inorgânicos, ácidos e abrasão, fazem dele uma escolha preferida para muitas aplicações. Apesar dessas vantagens, é importante notar que o Parylene não pode substituir completamente os processos tradicionais de acabamento e polimento em termos de redução inicial da rugosidade da superfície. No entanto, para as superfícies que não podem ser expostas a esses tratamentos, o Parylene oferece uma solução viável para criar superfícies mais lisas e resistentes (Santos et al., 2013).

São necessárias mais pesquisas para aprofundar os efeitos do Parylene nas propriedades mecânicas e químicas dos materiais revestidos, bem como na estabilidade da cor das PRs (Fergus et al., 2017).

Dióxido de Titânio

O dióxido de titânio (TiO_2) é um material de revestimento valorizado em muitas aplicações, incluindo próteses dentárias. Este composto é particularmente conhecido pelas suas propriedades físicas, químicas e biológicas que melhoram o desempenho dos materiais com os quais é utilizado (Yadfout et al., 2023).

Uma das principais qualidades do TiO_2 é a sua biocompatibilidade. Além disso, a sua estabilidade química permite manter as suas propriedades protetoras em ambientes húmidos e quimicamente agressivos, como a cavidade oral (Tsuji et al., 2015).

As nanopartículas de TiO_2 também são reconhecidas pela sua atividade antimicrobiana. Estas impedem a adesão e a proliferação de microrganismos, como bactérias e fungos, nas superfícies tratadas. Esta propriedade permite reduzir o risco de infeções e prolongar a vida útil dos dispositivos dentários (Yadfout et al., 2023).

Em termos de propriedades mecânicas, o TiO₂ melhora a resistência ao desgaste das resinas acrílicas. Estudos mostraram que os revestimentos de TiO₂ aumentam a durabilidade dos materiais, protegendo-os contra abrasão devido à escovagem repetida. Esta resistência aumentada permite manter uma superfície lisa e funcional por mais tempo, essencial para o conforto e a eficácia das próteses dentárias (Yadfout et al., 2023).

O TiO₂ também é eficaz para melhorar as propriedades estéticas das resinas acrílicas. Contribui para manter a estabilidade da cor das próteses, retardando o processo de descoloração causado por fatores externos, como exposição a diversos alimentos e bebidas. Além disso, as superfícies tratadas com TiO₂ apresentam um brilho aumentado, melhorando a aparência geral das próteses (Mori et al., 2015).

Finalmente, o TiO₂ possui propriedades fotocatalíticas, que permitem decompor contaminantes orgânicos na superfície sob a ação da luz UV. Esta característica contribui para o efeito autolimpante do material, facilitando a manutenção e a limpeza das próteses dentárias (Sabri et al., 2021).

O TiO₂ é um material de revestimento versátil e eficaz para próteses dentárias, oferecendo melhorias significativas em termos de biocompatibilidade, resistência mecânica, propriedades antimicrobianas e estéticas. Pesquisas contínuas são necessárias para otimizar a sua aplicação e entender melhor as interações complexas entre as nanopartículas de TiO₂ e os materiais de prótese (Yadfout et al., 2023; Mori et al., 2015).

Carbono Tipo Diamante (DLC)

A adição de nanodiamantes (ND) ao PMMA tem um impacto significativo nas propriedades da resina dentária usada para as bases de próteses. Os ND, como nanopreenchimentos, modificam várias características de superfície e mecânicas do PMMA, o que pode potencialmente melhorar o seu desempenho clínico (Sabri et al., 2021).

Uma das principais melhorias observadas com a incorporação de ND é a redução significativa da adesão de *Candida albicans*. Estudos mostram que a adição de ND reduz a rugosidade da superfície (Ra) das bases de próteses em PMMA, diminuindo assim os

locais onde os microrganismos podem se fixar. Em particular, uma concentração de 1% de ND mostrou a menor adesão de *Candida albicans*, sugerindo que mesmo concentrações baixas podem ter efeitos antimicrobianos significativos (Gad et al., 2017).

Além do efeito antimicrobiano, os ND melhoram as propriedades mecânicas do PMMA. A adição de ND aumenta a resistência à flexão e ao impacto, tornando o material mais duradouro e menos suscetível a quebrar sob stress. Essas melhorias são cruciais para as próteses dentárias, que devem resistir a forças mastigatórias significativas sem deformar ou rachar (Gad et al., 2017).

No entanto, a incorporação de ND no PMMA também apresenta desafios. Por exemplo, uma concentração mais alta de ND pode causar mudanças perceptíveis de cor no material, o que pode ser esteticamente desagradável para os pacientes. Para superar esse problema, uma abordagem pode consistir em usar uma camada dupla nas próteses, integrando os ND na superfície interna ou nas áreas menos visíveis (Gad et al., 2017).

Em termos de durabilidade, o efeito dos ND na prevenção da adesão microbiana pode melhorar a higiene das próteses, especialmente em pacientes com capacidades físicas reduzidas. Mais pesquisas são necessárias para avaliar a durabilidade a longo prazo desses compósitos PMMA/ND, bem como para entender os mecanismos de ação antifúngicos dos ND em diferentes concentrações e com diferentes marcas de resinas acrílicas (Sabri et al., 2021).

Apesar dos bons resultados observados in vitro, de filmes de base carbônica tipo diamante na formação de biofilme de *Candida Albicans*, a validação clínica deste material continua a ser necessária. Independentemente do potencial destes filmes, o custo da implementação deste processo num laboratório de próteses permanece elevado (Sabri et al., 2021).

2.3 Contribuição da implantologia

2.3.1 Contexto e definição

A prótese removível parcial ou total permite restabelecer as funções do aparelho mastigatório e a estética, assegurando ao mesmo tempo conforto ao paciente. No entanto, essas próteses estão sujeitas a um conjunto de movimentos indesejados que afetam a sua estabilidade e, portanto, o seu uso. Em prótese total, uma densidade óssea reduzida também afetará a estabilidade e, conseqüentemente, a eficácia da prótese. A prótese removível com infraestrutura metálica também pode apresentar algumas limitações estéticas, especialmente com a colocação de ganchos metálicos na zona estética (Waliszewski, 2022).

Para mitigar esses defeitos, observa-se, há cerca de vinte anos, o crescimento de uma nova terapêutica, a prótese removível estabilizada sobre implantes. Esta solução combina as vantagens da implantologia e da prótese removível, minimizando os custos (Waliszewski, 2022).

2.3.1.1 Definição dos implantes dentários e próteses removíveis

A prótese removível estabilizada sobre implantes é composta por vários elementos, nomeadamente:

Implante dentário: é uma estrutura inserida cirurgicamente no osso da mandíbula para substituir a raiz de um dente perdido. É geralmente feito de titânio ou zircônia e serve como suporte para uma coroa, uma ponte ou uma prótese dentária. O implante oferece uma estabilidade comparável à de um dente natural e contribui para a preservação do osso (Waliszewski, 2022).

Prótese removível: concebida para substituir um ou mais dentes perdidos e pode ser removida pelo paciente a qualquer momento. A prótese removível parcial substitui parte dos dentes perdidos, apoiando-se nos dentes naturais remanescentes e nas estruturas gengivais para se manter no lugar. A prótese removível total, por sua vez, é destinada a

pacientes desdentados e substituí todos os dentes de uma arcada, superior, inferior ou ambas (Waliszewski, 2022).

Attachments: são dispositivos mecânicos usados para fixar e estabilizar próteses dentárias sobre implantes. Permitem a união entre a prótese e o implante. Existem vários tipos de attachments, cada um adaptado a necessidades específicas (Waliszewski, 2022):

1. *Attachments* de pressão (ou Locator): Este tipo de attachment consiste num elemento macho fixo no implante e um elemento fêmea integrado na prótese. A conexão é feita por pressão, permitindo que a prótese permaneça firmemente no lugar, sendo facilmente removível pelo paciente (figura 28).



Figura 28 – *Attachments* Locator (Adaptado de Sailer et al., 2022).

2. *Attachments* barra-clipe: Uma barra metálica é fixada nos implantes, e a prótese é equipada com cliques que se fixam a essa barra. Este sistema oferece excelente estabilidade e é frequentemente utilizado para próteses totais inferiores (figura 29).



Figura 29 – *Attachments* barra-clipe (Adaptado de Sailer et al., 2022).

3. *Attachments* magnéticos: Estes attachments utilizam pequenos ímãs fixos aos implantes e à prótese. Embora menos comuns, oferecem uma retenção moderada e são usados em situações clínicas específicas (figura 30).



Figura 30 – *Attachments* magnéticos (Adaptado de Sailer et al., 2022).

4. *Attachments* esféricos (ou O-ring): Consistem numa esfera fixada ao implante que se insere num anel de borracha (O-ring) integrado à prótese. Este sistema é simples e oferece alguma flexibilidade na retenção da prótese (figura 31).



Figura 31 – *Attachments* esféricos ou O-ring (Adaptado de Sailer et al., 2022).

2.3.1.2 Localização da colocação do implante

A localização da colocação do implante é um fator determinante para o sucesso de um tratamento implantológico. As zonas de implantes são divididas em duas grandes categorias: a zona maxilar e a zona mandibular. Cada região apresenta características anatómicas específicas que influenciam o planeamento do tratamento (Waliszewski, 2022).

Na zona maxilar, a densidade óssea é geralmente menor, especialmente na região posterior (zona dos molares), o que pode necessitar de procedimentos complementares, como enxertos ósseos ou elevação do seio maxilar, para garantir uma estabilidade adequada dos implantes. As zonas anteriores maxilares, por outro lado, geralmente

oferecem uma melhor qualidade óssea, mas requerem atenção estética devido à sua visibilidade (Waliszewski, 2022).

Em relação à zona mandibular, a densidade óssea é geralmente maior, o que favorece uma boa osteointegração dos implantes. No entanto, a presença de estruturas anatómicas importantes, como o canal mandibular, que contém o nervo alveolar inferior, exige grande precisão para evitar complicações neurológicas. As zonas anteriores mandibulares são frequentemente preferidas para a colocação de implantes devido ao osso denso e ao acesso relativamente simples, enquanto as zonas posteriores requerem uma avaliação cuidadosa do espaço disponível para a implantação (Waliszewski, 2022).

A classificação de Lekholm e Zarb, estabelecida em 1985, é amplamente utilizada em implantologia para avaliar a qualidade e a quantidade de osso disponível nos locais de implantação, especialmente na planificação de tratamentos com implantes dentários (Al-Ekrish et al., 2018).

Dividiram a qualidade óssea em quatro categorias (figura 32), com base na espessura cortical e na densidade trabecular, observadas principalmente em radiografias ou durante a cirurgia:

- **Tipo 1:** Osso cortical denso, constituído principalmente por uma cortical espessa com muito pouco osso esponjoso. É frequentemente encontrado na região anterior da mandíbula (Al-Ekrish et al., 2018).
- **Tipo 2:** Osso cortical espesso rodeando uma camada moderada de osso trabecular. Geralmente encontrado na região anterior e premolar da mandíbula (Al-Ekrish et al., 2018).
- **Tipo 3:** Osso cortical fino rodeando um osso trabecular mais abundante. Frequentemente observado na região maxilar anterior e posterior (Al-Ekrish et al., 2018).

- **Tipo 4:** Osso muito fino, com uma maioria de trabecular. Encontrado frequentemente na região posterior do maxilar, onde a densidade óssea é mais baixa (Al-Ekrish et al., 2018).

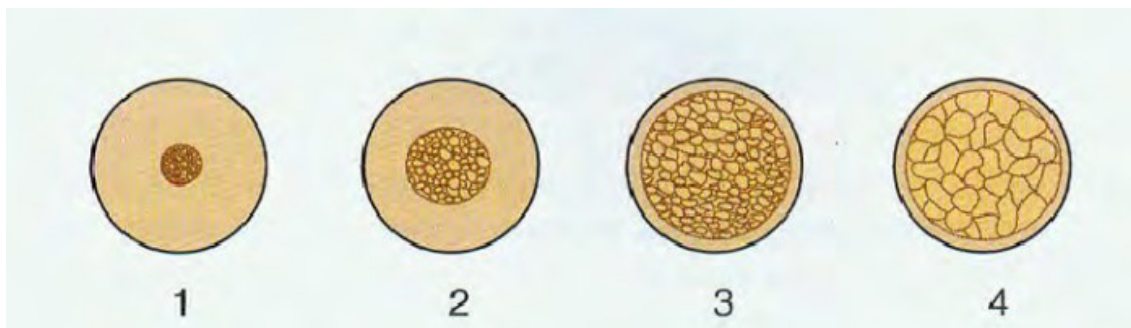


Figura 32 – Sistema de classificação para a avaliação da qualidade óssea (Choi et al., 2011).

O sucesso dos implantes dentários está diretamente relacionado com a qualidade óssea do local de implantação, como demonstrado pela classificação de Lekholm e Zarb. Geralmente, quanto maior a qualidade do osso (ou seja, quanto mais denso for o osso), maior é a taxa de sucesso da implantação (Waliszewski, 2022).

A localização dos implantes em próteses removíveis, sejam elas totais ou parciais, desempenha um papel fundamental no sucesso da reabilitação protética. Os implantes dentários melhoram a retenção, a estabilidade e o conforto geral das próteses, prevenindo complicações como a reabsorção óssea e disfunções oclusais (Waliszewski, 2022).

Em PRs parciais, a distribuição e o número de implantes são determinados em função da configuração do edentulismo e da qualidade óssea disponível. O objetivo é converter uma situação de Classe I ou II de Kennedy-Applegate, caracterizada por edentulismo posterior livre, numa Classe III, onde as zonas desdentadas são rodeadas por dentes ou implantes (Waliszewski, 2022).

A localização preferida dos implantes em PRs parciais é a região posterior, nomeadamente ao nível dos primeiros molares. Esta região é estratégica pois permite suportar eficazmente as forças mastigatórias (Waliszewski, 2022).

Entretanto, é essencial não colocar os implantes demasiado distalmente, como na região dos terceiros molares, pois isso pode aumentar o risco de fratura do implante ou da própria prótese (Waliszewski, 2022).

Em casos de edentulismo completos, os implantes são frequentemente colocados na região interforaminal mandibular. Esta área é privilegiada devido à qualidade óssea geralmente mais elevada (classe I ou II, segundo a classificação de Lekholm e Zarb).

2.3.2 Vantagens dos implantes em prótese removível

2.3.2.1 Melhoria da estabilidade e retenção

As PRs tradicionais estão muitas vezes associadas a problemas de estabilidade e retenção, em particular no caso das próteses mandibulares. Os pacientes queixam-se frequentemente da instabilidade da sua prótese, o que causa desconforto e dificuldade em mastigar de forma eficaz. Estes problemas são exacerbados pela reabsorção óssea, que reduz o volume da crista alveolar disponível para o suporte da prótese (Bilhan, 2016).

Os implantes dentários desempenham um papel crucial na melhoria da retenção e da estabilidade das próteses removíveis. Ao integrar implantes sob as próteses removíveis, a estabilidade é consideravelmente melhorada, permitindo uma melhor distribuição das forças oclusais e reduzindo a reabsorção óssea. Além disso, os implantes permitem minimizar o movimento da prótese e aumentar a força de mastigação, melhorando assim a satisfação do paciente e a qualidade de vida (Gowda & Shashidhar, 2020 ; Waliszewski, 2022).

2.3.2.2 Conforto acrescido para o paciente

Os implantes dentários, ao estabilizar a prótese, permitem reduzir consideravelmente as irritações e os pontos de pressão que são frequentemente observados com as PRs tradicionais. Isto traduz-se numa adaptação mais confortável para o paciente, com menos necessidade de ajustes frequentes da prótese (Boven *et al.*, 2015).

Os pacientes com próteses sobre implantes relatam uma adaptação mais rápida e fácil ao seu dispositivo, graças à estabilidade aumentada e à redução dos movimentos indesejados da prótese (Gates *et al.*, 2014).

2.3.2.3 Função mastigatória melhorada

A implantação dentária permite uma melhoria significativa das capacidades mastigatórias em comparação com as PRs tradicionais. Pacientes com próteses sobre implantes relatam uma força de mastigação mais elevada e uma capacidade de mastigar alimentos mais duros, o que muitas vezes não é possível com próteses convencionais (Boven *et al.*, 2015).

A melhoria das capacidades mastigatórias graças aos implantes também tem um impacto positivo na nutrição e na saúde global dos pacientes. Ao permitir uma melhor mastigação, os pacientes podem manter uma dieta mais equilibrada, o que contribui para o seu bem-estar geral (Boven *et al.*, 2015).

2.3.2.4 Estética melhorada

Os implantes permitem uma melhor integração das próteses com as estruturas naturais da boca, oferecendo assim uma aparência mais natural e esteticamente agradável. Os pacientes relatam frequentemente uma maior satisfação estética, especialmente nas zonas visíveis do sorriso (Amin *et al.*, 2023).

Os estudos de caso mostram que os pacientes com próteses sobre implantes estão geralmente mais satisfeitos com a aparência estética do seu sorriso, em comparação com aqueles que usam próteses tradicionais. Estes pacientes apreciam particularmente o aspeto natural e a ausência de ganchos visíveis (Schubert *et al.*, 2020).

2.3.2.5 Preservação da estrutura óssea

As PRs tradicionais, por não estimularem suficientemente o osso alveolar, conduzem frequentemente a uma reabsorção óssea progressiva, o que pode complicar o ajuste das próteses e necessitar de intervenções cirúrgicas adicionais (Aneja *et al.*, 2016).

Os implantes dentários permitem preservar o osso alveolar ao estimularem diretamente o osso, reduzindo assim a taxa de reabsorção óssea. Isto assegura uma melhor estabilidade da prótese a longo prazo e previne as alterações anatómicas associadas à perda óssea (Gowda & Shashidhar, 2020; Lambade et al., 2014).

Apesar das vantagens significativas da utilização de implantes para estabilizar as próteses removíveis, devem ser tomadas várias precauções. O planeamento cirúrgico deve ter em conta a quantidade e a qualidade do osso disponível, em particular para evitar áreas de baixa densidade óssea que possam comprometer a estabilidade a longo prazo dos implantes (Kan, 2016). Além disso, os implantes devem ser colocados a uma distância suficiente das estruturas anatómicas sensíveis, como o nervo alveolar inferior ou o seio maxilar, para evitar complicações pós-operatórias (Waliszewski, 2022).

A localização estratégica dos implantes em prótese removível, seja parcial ou total, é essencial para garantir o sucesso do tratamento. Um posicionamento criterioso dos implantes permite não só melhorar a retenção e a estabilidade das próteses, mas também prolongar a vida útil dos implantes e aumentar a satisfação dos pacientes (Waliszewski, 2022).

2.3.3 Avanços tecnológicos nos implantes em prótese removível

2.3.3.1 Materiais e *design* dos implantes

Na última década, a utilização de materiais como o titânio e a zircónia para implantes dentários evoluiu consideravelmente (figura 33) . O titânio, devido à sua biocompatibilidade e resistência mecânica, continua a ser um material de eleição para os implantes dentários. No entanto, a zircónia ganhou popularidade como alternativa devido às suas propriedades estéticas e à sua capacidade de evitar reações alérgicas observadas com algumas ligas metálicas. Os implantes em zircónia são particularmente apreciados pelo seu aspeto estético superior e pela sua excelente integração com os tecidos gengivais (Saeed et al., 2020).



Figura 33 – Implantes em titânio (**esquerda**) e em zircônia (**direito**) (Duncan et al., 2022).

As inovações recentes no *design* dos implantes visam melhorar a sua integração óssea e reduzir os tempos de cicatrização. Os implantes de nova geração apresentam superfícies modificadas, frequentemente por tratamentos à base de plasma ou revestimentos de hidroxiapatite, que favorecem uma osteointegração mais rápida e estável. Além disso, o *design* cônico ou em forma de parafuso dos implantes permite uma melhor estabilidade primária e reduz o risco de micromovimentos durante a fase de cicatrização (Scaringi et al., 2021).

2.3.3.2 Técnicas de colocação de implantes

Os avanços nas técnicas cirúrgicas revolucionaram a colocação de implantes dentários. A implantação guiada por computador permite um planejamento preciso do ato cirúrgico, minimizando os riscos e melhorando os resultados clínicos. As técnicas minimamente invasivas, por sua vez, reduzem o trauma cirúrgico, aceleram a cicatrização e permitem que os pacientes recuperem a função mastigatória rapidamente (Lin et al., 2014; Srinivasan et al., 2021).

A integração da radiografia 3D e do planejamento digital no processo de colocação de implantes permite uma análise detalhada da anatomia do paciente, assegurando assim um posicionamento ótimo dos implantes. Estas tecnologias facilitam também a criação

de guias cirúrgicos personalizados, aumentando a precisão do ato cirúrgico e reduzindo o risco de complicações (Alghazzawi, 2016).

2.3.3.3 Próteses removíveis sobre implantes

As PRs sobre implantes, como as overdentures e as próteses híbridas, oferecem soluções diversificadas para os pacientes desdentados. As overdentures são fixadas sobre implantes, mas permanecem removíveis, o que combina estabilidade e facilidade de limpeza. As próteses híbridas, por outro lado, são soluções fixas que oferecem uma função semelhante à dos dentes naturais, com maior retenção e melhor distribuição das forças mastigatórias (Lee & Chen, 2022).

As overdentures sobre implantes são particularmente adequadas para pacientes com crista alveolar residual reduzida, pois oferecem uma melhor retenção do que as próteses convencionais, sendo fáceis de manter. As próteses híbridas, por sua vez, oferecem uma estética superior e uma sensação próxima dos dentes naturais, o que melhora a satisfação dos pacientes em termos de conforto e função mastigatória (Noè et al., 2022).

2.3.3.4 Personalização e adaptação

A tecnologia CAD/CAM permite a fabricação de próteses dentárias perfeitamente adaptadas às características anatômicas específicas de cada paciente. Estas tecnologias oferecem uma precisão inigualável na fabricação das próteses, o que melhora tanto o conforto como a durabilidade dos dispositivos (Joo et al., 2016).

Os avanços tecnológicos também permitiram ajustes mais precisos das próteses, o que reduz os pontos de pressão e as irritações frequentemente associadas às PR tradicionais. As próteses personalizadas oferecem uma melhor adaptação às estruturas bucais, aumentando assim o conforto do paciente e reduzindo a necessidade de ajustes frequentes (Tasaka et al., 2022).

III CONCLUSÃO

As próteses removíveis têm passado por uma evolução notável ao longo dos séculos, tornando-se uma solução essencial em medicina dentária para a substituição de dentes ausentes. Continuam a ser uma opção de escolha em muitos casos, especialmente por razões médicas, biológicas ou económicas. Além disso, oferecem uma resposta funcional ao edentulismo, desempenhando um papel crucial na restauração da estética, da fonética e da mastigação do paciente.

Durante este trabalho, constatámos o interesse contínuo dos profissionais pelas próteses removíveis, principalmente devido à sua adaptabilidade e ao custo reduzido em comparação com os implantes. O surgimento de novas tecnologias, como a conceção e a fabricação assistidas por computador (CAD/CAM), tem permitido melhorar a precisão e a qualidade das próteses removíveis, reduzindo os erros e facilitando a sua produção.

As técnicas modernas, incluindo a impressão 3D, também revolucionaram o *design* das próteses, oferecendo estruturas mais precisas e personalizadas para cada paciente. A possibilidade de utilizar diferentes materiais, como o PEEK, oferece vantagens significativas em termos de biocompatibilidade e conforto. A utilização de *scanners* intraorais também simplificou e melhorou a tomada de impressões, aumentando a satisfação do paciente.

As próteses removíveis apresentam um potencial interessante para responder aos desafios do edentulismo, especialmente nos casos em que as próteses fixas não são possíveis. Permitem reabilitar a função mastigatória, a fonética e a estética, contribuindo para a qualidade de vida dos pacientes. Além disso, a sua acessibilidade financeira e facilidade de fabrico tornam-nas uma opção comum na prática dentária.

No entanto, apesar das suas vantagens, a aceitação das próteses removíveis pelos pacientes permanece, por vezes, limitada, principalmente devido ao conforto reduzido que proporcionam. Ainda assim, os avanços recentes nos materiais e nas técnicas de fabricação indicam melhorias contínuas na sua utilização e eficácia.

Em resumo, as próteses removíveis continuam a ser um elemento essencial na medicina dentária. Oferecem uma alternativa prática e económica às próteses fixas, beneficiando dos avanços tecnológicos recentes. O futuro destas próteses reside numa investigação contínua para otimizar os materiais, os métodos de fabrico e a adaptação às necessidades específicas dos pacientes.

IV BIBLIOGRAFIA

Ahmed, S., Hawsah, A., Rustom, R., Alamri, A., Althomairy, S., Alenezi, M., Shaker, S., Alrawsaa, F., Althumairy, A., & Alteraigi, A. (sem data). Digital Impressions Versus Conventional Impressions in Prosthodontics: A Systematic Review. *Cureus*, 16(1), e51537. <https://doi.org/10.7759/cureus.51537>

Al-Ekrish, A., Widmann, G., & Alfadda, S. (2018). Revised, Computed Tomography-Based Lekholm and Zarb Jawbone Quality Classification. *The International journal of prosthodontics*, 31, 342–345. <https://doi.org/10.11607/ijp.5714>

Al-Rafee, M. A. (2020). The epidemiology of edentulism and the associated factors: A literature Review. *Journal of Family Medicine and Primary Care*, 9(4), 1841–1843. https://doi.org/10.4103/jfmprc.jfmprc_1181_19

Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72–84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.01.003>

Ali Sabri, B., Satgunam, M., Abreeza, N., & N. Abed, A. (2021). A review on enhancements of PMMA Denture Base Material with Different Nano-Fillers. *Cogent Engineering*, 8(1), 1875968. <https://doi.org/10.1080/23311916.2021.1875968>

Alla, R. K., Guduri, V., Kandi, V., Swamy, K. N., Vyas, R., & Guddala, N. (2019). Evaluation of the antimicrobial activity of heat-cure denture base resin materials incorporated with silver nanoparticles. *International Journal of Dental Materials*, 01, 40–47. <https://doi.org/10.37983/IJDM.2019.1201>

Alla, R. K., Sajjan, M. C. S., Alluri, V., Ginjupalli, K., & Upadhya, N. (2013). Influence of Fiber Reinforcement on the Properties of Denture Base Resins. *Journal of Biomaterials and Nanobiotechnology*, 4, 91–97. <https://doi.org/10.4236/jbnb.2013.41012>

Alqutaibi, A. Y., Baik, A., Almuzaini, S. A., Farghal, A. E., Alnazzawi, A. A., Borzangy, S., Aboalrejal, A. N., Abdelaziz, M. H., Mahmoud, I. I., & Zafar, M. S. (2023).

Polymeric Denture Base Materials: A Review. *Polymers*, 15(15), Artigo 15.

<https://doi.org/10.3390/polym15153258>

Bilgin, M. S., Baytaroglu, E. N., Erdem, A., & Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication.

European Journal of Dentistry, 10(02), 286–291. [https://doi.org/10.4103/1305-](https://doi.org/10.4103/1305-7456.178304)

[7456.178304](https://doi.org/10.4103/1305-7456.178304)

Bilhan, H. (2016). The Role of the Dental Implant in Removable Partial Dentures. Em O. Şakar (Ed.), *Removable Partial Dentures: A Practitioners' Manual* (pp. 195–208).

Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-20556-4_17

Bourlidi, S., Qureshi, J., Soo, S., & Petridis, H. (2016). Effect of different initial finishes and Parylene coating thickness on the surface properties of coated PMMA. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), Artigo 3.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.08.019>

Boven, G. C., Raghoobar, G. M., Vissink, A., & Meijer, H. J. A. (2015). Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: A systematic review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(3), 220–233.

<https://doi.org/10.1111/joor.12241>

Campbell, S. D., Cooper, L., Craddock, H., Hyde, T. P., Nattress, B., Pavitt, S. H., & Seymour, D. W. (2017). Removable partial dentures: The clinical need for innovation.

The Journal of Prosthetic Dentistry, 118(3), 273–280.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.008>

Carr, A. B., & Brown, D. T. (2015). *McCracken's removable partial prosthodontics*. Elsevier Health Sciences.

Choi, Y.-J., Jun, S. H., Song, Y.-D., Chang, M.-W., & Kwon, J. (2011). *CT Scanning and Dental Implant*. <https://doi.org/10.5772/19250>

Comparative study between two different designs of four implants placement supporting mandibular overdenture: Review article | Request PDF. (sem data). Obtido 16 de

setembro de 2024, de

https://www.researchgate.net/publication/374212042_Comparative_study_between_two_different_designs_of_four_implants_placement_supporting_mandibular_overdenture
[Review article](#)

Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521–529.

<https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.914>

Descamp, F. (2016). *La CFAO en odontologie: Les bases, les principes et les systèmes*.

Digital data acquisition for a CAD/CAM-fabricated titanium framework and zirconium oxide restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis—

ScienceDirect. (sem data). Obtido 16 de setembro de 2024, de

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0022391314003023>

Drancourt, N., Nicolas, E., Veyrune, J.-L., & Bessadet, M. (2022). Comprehensive CAD/CAM Prosthetic Rehabilitation Management in a Young Patient with Agensis: A Case Report. *Healthcare*, 10(2), 382. <https://doi.org/10.3390/healthcare10020382>

Duncan, W. J., Ma, S., Siddiqi, A., & Osman, R. B. (2022). Zirconia versus Titanium Implants: 8-Year Follow-Up in a Patient Cohort Contrasted with Histological Evidence from a Preclinical Animal Model. *Materials*, 15(15), Artigo 15.

<https://doi.org/10.3390/ma15155322>

Emami, E., de Souza, R. F., Kabawat, M., & Feine, J. S. (2013). The Impact of Edentulism on Oral and General Health. *International Journal of Dentistry*, 2013, 498305. <https://doi.org/10.1155/2013/498305>

Fergus, C., Santos, M., Soo, S., & Petridis, H. (2017). The effect of different chemical intra-oral prostheses cleansers on the surface properties of Parylene-coated PMMA. *Dental Materials Journal*, 36(2), 129–134. <https://doi.org/10.4012/dmj.2016-254>

Figueiredo, V. M. G. de, Silva, L. M. M. A. e, & Grangeiro, M. T. V. (2023). Sistemas de Classificação em Arcos Parcialmente Edêntulos: Revisão Narrativa da Literatura.

ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION, 12(8), Artigo 8.

<https://doi.org/10.21270/archi.v12i8.5165>

Fouda, S. M., Gad, M. M., Ellakany, P., Al-Thobity, A. M., Al-Harbi, F. A., Virtanen, J. I., & Raustia, A. (sem data). The effect of nanodiamonds on candida albicans adhesion and surface characteristics of PMMA denture base material—An in vitro study. *Journal of Applied Oral Science*, 27, e20180779. <https://doi.org/10.1590/1678-7757-2018-0779>

Gabor, A., Zaharia, C., Stan, A., Gavrilovici, A.-M., Negrutiu, M.-L., & Sinescu, C. (2017). Digital Dentistry—Digital Impression and CAD/CAM System Applications. *Journal of Interdisciplinary Medicine*, 2. <https://doi.org/10.1515/jim-2017-0033>

Gad, M. M., Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Näpänkangas, R., & Raustia, A. (2017). PMMA denture base material enhancement: A review of fiber, filler, and nanofiller addition. *International Journal of Nanomedicine*, 12, 3801–3812.

<https://doi.org/10.2147/IJN.S130722>

Gates, W. D., Cooper, L. F., Sanders, A. E., Reside, G. J., & De Kok, I. J. (2014). The effect of implant-supported removable partial dentures on oral health quality of life. *Clinical Oral Implants Research*, 25(2), 207–213. <https://doi.org/10.1111/clr.12085>

George, R., & Prasad, N. S. (2018). *Evolution of Denture Base Materials from Past to New Era*. 23–27. <https://doi.org/10.9790/0853-1711112327>

Gomes, I., Reis, F., Mendes, T., & Lopes, L. P. (2023).

[Http://doi.org/10.24873/j.rpemd.2023.12.1204](http://doi.org/10.24873/j.rpemd.2023.12.1204). *Communication between dentists and dental technicians in Lisbon for the construction of removable partial dentures' metal frameworks*, 64(4), 162–169.

Goodall, W. A., Greer, A. C., & Martin, N. (2017). Unilateral removable partial dentures. *British Dental Journal*, 222(2), 79–84. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2017.70>

Gupta, A., Kumar, N., & Singh, K. (2021). *CAD/CAM - Uma revolução na protodontia*.

Gupta, C., & Mittal, A. (2018). Role of digital technology in prosthodontics: A step toward improving dental care. *Indian Journal of Oral Health and Research*, 4, 35.

https://doi.org/10.4103/ijohr.ijohr_19_18

Hosaka, K., Tichy, A., Hasegawa, Y., Motoyama, Y., Kanazawa, M., Tagami, J., & Nakajima, M. (2020). Replacing mandibular central incisors with a direct resin-bonded fixed dental prosthesis by using a bilayering composite resin injection technique with a digital workflow: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.05.007>

Ishida, Y., Kuwajima, Y., Kobayashi, T., Yonezawa, Y., Asack, D., Nagai, M., Kondo, H., Ishikawa-Nagai, S., Da Silva, J., & Lee, S. J. (2022). Current Implementation of Digital Dentistry for Removable Prosthodontics in US Dental Schools. *International Journal of Dentistry*, 2022, 1–10. <https://doi.org/10.1155/2022/7331185>

Joo, H.-S., Park, S.-W., Yun, K., & Lim, H.-P. (2016). Complete-mouth rehabilitation using a 3D printing technique and the CAD/CAM double scanning method: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.01.007>

Kan, B. (2016). A Flap Design for Alveolar Bone Augmentation: Inverted Double Flap. *Implant Dentistry*, 25(4), 556. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000440>

Kattadiyil, M. T., Mursic, Z., AlRumaih, H., & Goodacre, C. J. (2014). Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 444–448.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.022>

Kumar, A. (sem data). *DENTISTRY IN HISTORICAL PERSPECTIVE*. 1(2).

Lamy, M. (sem data). La santé bucco-dentaire des personnes âgées. *Rev Med Liège*.

Lee, W.-T., & Chen, Y.-C. (2022). Digitally Fabricated Dentures for Full Mouth Rehabilitation with Zirconia, Polyetheretherketone and Selective Laser Melted Ti-6Al-

4V Material. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19, 3021. <https://doi.org/10.3390/ijerph19053021>

Lin, W.-S., Metz, M. J., Pollini, A., Ntounis, A., & Morton, D. (2014). Digital data acquisition for a CAD/CAM-fabricated titanium framework and zirconium oxide restorations for an implant-supported fixed complete dental prosthesis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1324–1329. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.06.012>

Lipsky, M. S., Singh, T., Zakeri, G., & Hung, M. (2024). Oral Health and Older Adults: A Narrative Review. *Dentistry Journal*, 12(2), Artigo 2. <https://doi.org/10.3390/dj12020030>

Logozzo, S., Zanetti, E. M., Franceschini, G., Kilpelä, A., & Mäkyänen, A. (2014). Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering*, 54, 203–221. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>

Londhe, S. M., Gowda, E. M., Mandlik, V. B., & Shashidhar, M. P. (2020). Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Medical Journal, Armed Forces India*, 76(1), 37–40. <https://doi.org/10.1016/j.mjafi.2018.06.011>

Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1), 149. <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>

Mohd Farid, D. A., Zahari, N. A. H., Said, Z., Ghazali, M. I. M., Hao-Ern, L., Mohamad Zol, S., Aldhuwayhi, S., & Alauddin, M. S. (2022). Modification of Polymer Based Dentures on Biological Properties: Current Update, Status, and Findings. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(18), Artigo 18. <https://doi.org/10.3390/ijms231810426>

Mori, K., Tsuji, M., Ueda, T., & Sakurai, K. (2015). Color and gloss evaluation of titanium dioxide coating for acrylic resin denture base. *Journal of Prosthodontic Research*, 59(4), 249–253. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.06.001>

Muhammad, T., & Srivastava, S. (2022). Tooth loss and associated self-rated health and psychological and subjective wellbeing among community-dwelling older adults: A cross-sectional study in India. *BMC Public Health*, 22. <https://doi.org/10.1186/s12889-021-12457-2>

Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>

Nishiyama, H., Taniguchi, A., Tanaka, S., & Baba, K. (2020). Novel fully digital workflow for removable partial denture fabrication. *Journal of Prosthodontic Research*, 64(1), 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2019.05.002>

Pamato, S., Pereira, J., Volpato, E., Feltrin, M., Neto, D., & Carli, J. (2014). Literature review: Partially denture arches main classifications. *Jacobs Journal of Dentistry and Research*, 1, 11–16.

Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., & Ferrari, M. (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20, 217. <https://doi.org/10.1186/s12903-020-01202-7>

Peng, J., Lin, J., Chen, Z., Wei, M., Fu, Y., Lu, S., Yu, D., & Zhao, W. (2017). Enhanced antimicrobial activities of silver-nanoparticle-decorated reduced graphene nanocomposites against oral pathogens. *Materials Science and Engineering: C*, 71, 10–16. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.09.070>

Rad, H., Neshandar Asli, H., Rabiei, M., Falahchai, M., & Ghasemi, F. (2021). Effect of Complete Denture Therapy on Oral Health-Related Quality of Life of Edentulous Patient. *ENVIRO Dental Journal*, 2. <https://doi.org/10.12944/EDJ.02.02.03>

- Roberto, L., Crespo, T., Monteiro-Junior, R., Martins, A., Paula, A., Ferreira, E., & Haikal, D. (2019). Sociodemographic determinants of edentulism in the elderly population: A systematic review and meta-analysis. *Gerodontology*, 36.
<https://doi.org/10.1111/ger.12430>
- Sailer, I., Karasan, D., Todorovic, A., Ligoutsikou, M., & Pjetursson, B. E. (2022). Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontology 2000*, 88(1), 130–144.
<https://doi.org/10.1111/prd.12416>
- Santos, M., Soo, S., & Petridis, H. (2013). The effect of Parylene coating on the surface roughness of PMMA after brushing. *Journal of Dentistry*, 41(9), 802–808.
<https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.06.011>
- Schubert, O., Güth, J.-F., Beuer, F., Nold, E., Edelhoff, D., & Schweiger, J. (2020). Double crown rescue concept: Clinical and dental technical workflow. *International journal of computerized dentistry*, 23, 281–292.
- Shaikh, N., Seema Pattanak, S., & Bikash Pattanak, B. (2021). *Rapid prototyping technologies and their application in prosthodontics*. Lambert academic publishing.
- Srinivasan, M., Kalberer, N., Fankhauser, N., Naharro, M., Maniewicz, S., & Müller, F. (2021). CAD-CAM complete removable dental prostheses: A double-blind, randomized, crossover clinical trial evaluating milled and 3D-printed dentures. *Journal of Dentistry*, 115, 103842. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2021.103842>
- Swaney, A. C., Paffenbarger, G. C., Caul, H. J., & Sweeney, W. T. (1953). American Dental Association specification No. 12 for denture base resin: Second revision. *Journal of the American Dental Association* (1939), 46(1), 54–66.
<https://doi.org/10.14219/jada.archive.1953.0007>
- Tasaka, A., Shimizu, T., Ito, K., Wadachi, J., Odaka, K., & Yamashita, S. (2022). Digital technology for fabrication of removable dental prosthesis with double crowns combining fiber-reinforced composite and zirconia. *Journal of Prosthodontic Research*, 67(3), 487–492. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_22_00064

The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017). *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5, Supplement), C1-e105. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.12.001>

Treesh, J. C., Liacouras, P. C., Taft, R. M., Brooks, D. I., Raiciulescu, S., Ellert, D. O., Grant, G. T., & Ye, L. (2018). Complete-arch accuracy of intraoral scanners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 382–388. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2018.01.005>

Tsuji, M., Ueda, T., Sawaki, K., Kawaguchi, M., & Sakurai, K. (2016). Biocompatibility of a titanium dioxide-coating method for denture base acrylic resin. *Gerodontology*, 33(4), 539–544. <https://doi.org/10.1111/ger.12204>

Turano, J. C., Turano, L. M., & Turano, M. V. (2019). *Fundamentos de Prótese Total*.

Waliszewski, M. P. (2022). *Brudvik's advanced removable partial dentures*.

Yadfout, A., Asri, Y., Merzouk, N., & Regragui, A. (2023). Denture Base Resin Coated with Titanium Dioxide (TiO₂): A Systematic Review. *International Journal of Nanomedicine*, Volume 18, 6941–6953. <https://doi.org/10.2147/IJN.S425702>

Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*, 12(10), 2299. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>