

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

REABILITAÇÃO ORAL UTILIZANDO PRÓTESES FIXAS FABRICADAS COM CAD/CAM.

Trabalho submetido por
Noelyse Lebas
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

julho de 2026

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

REABILITAÇÃO ORAL UTILIZANDO PRÓTESES FIXAS FABRICADAS COM CAD/CAM.

Trabalho submetido por
Noelyse Lebas
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Gonçalo Costa Caramelo

e coorientado por
Professor Doutor Mário Cruz Polido

julho de 2026

AGRADECIMENTOS

Ao meu diretor de tese, o Professor Doutor Gonçalo Costa Caramelo,

Gostaria de lhe expressar os meus mais sinceros agradecimentos pelo seu acompanhamento ao longo da realização desta tese, bem como durante o meu percurso clínico ao longo deste último ano. Estou profundamente grata pela sua disponibilidade, pelos seus conselhos pertinentes e pelo seu apoio constante. Para além das suas qualidades académicas e profissionais, gostaria de salientar as qualidades humanas que fazem de si um docente particularmente inspirador. A sua paixão pela sua profissão, o seu rigor e o seu compromisso com os seus estudantes são uma verdadeira fonte de motivação.

Ao meu coorientador de tese, o Professor Doutor Mário Cruz Polido, Agradeço a sua preciosa ajuda na elaboração deste trabalho. Os seus conselhos, as suas observações pertinentes contribuíram para orientar a minha investigação e enriquecer esta tese. Estou grata pelo tempo que dedicou a este projeto.

À Egas Moniz School of Health & Science, bem como a todos os professores, ao pessoal académico e administrativo que me acompanharam desde a minha chegada a Portugal, agradeço o vosso acolhimento e o vosso ensino ao longo destes anos de estudo. Esta instituição deu-me a oportunidade de crescer tanto a nível académico como pessoal e, sobretudo, de me formar na profissão com que sonhava há muitos anos.

À mes parents, sans qui ce rêve n'aurait jamais pu voir le jour. Merci pour votre confiance, votre soutien et pour avoir toujours cru en moi tout au long de ces cinq années d'études. Merci pour vos sacrifices, cette réussite est aussi la vôtre. La jeune femme que j'étais revient enfin diplômée Chirurgienne-Dentiste !

À mes grands-parents, merci pour votre amour, vos encouragements et votre fierté constante. Je suis aujourd'hui particulièrement heureuse d'être la première dentiste de notre famille et de pouvoir partager avec vous l'aboutissement de ce parcours qui me tenait tant à cœur.

À Jimmy, mon soutien au quotidien. Merci d'avoir cru en nous depuis le début malgré la distance, et de t'être montré aussi présent chaque jour afin que les kilomètres qui nous séparaient paraissent un peu moins longs. Une nouvelle vie s'ouvre bientôt à nous, et j'ai hâte de partager avec toi tous les moments qu'elle nous réserve.

À mes beaux-parents, merci pour votre accueil, votre bienveillance et le soutien que vous m'avez témoigné au fil des années. Votre parcours, votre travail et les valeurs que vous incarnez sont pour moi une véritable source d'inspiration et un modèle de réussite.

Declaração de Honra

Código | IMP-EM-EI-111_01

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

Mais declaro que este Trabalho de Projeto final *Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM* não foi apresentado, para efeitos de avaliação, a qualquer outra entidade ou instituição, para além da(s) diretamente envolvida(s) na sua elaboração, e que os conteúdos das versões impressa e eletrónica são inteiramente coincidentes.

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

Data: 11/06/2026



Declaração Conflito de Interesses (DCI)

Código | IMP-EM-EI-110_01

Eu Noelyse Lebas, referente ao Trabalho de Projeto final *Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM* declaro que não possuo conflitos de interesse de ordem pessoal, comercial, académica, político ou financeiro.

*caso exista conflito de interesse deve o autor sob compromisso de honra, declarar existir conflito (s) de interesse na sua participação do referido trabalho.

Data: 11/06/2026



Declaração de Financiamento

Código | IMP-EM-EI-113_01

Eu Noelyse Lebas, referente ao Trabalho de Projeto final *Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM*, declaro que o meu trabalho não se encontra financiado.

*Caso o trabalho se encontre financiado deve o autor referir:

O Montante e Fonte de financiamento

A designação da Entidade Financiadora (entidades públicas, entidades privadas, autofinanciamento)

Breve descrição da parte ou do todo do projeto Financiado

Data: 11/06/2026



Declaração de Ética e Registo

Código | IMP-EM-EI-112_01

Eu Noelyse Lebas, referente ao Trabalho de Projeto final *Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM*, declaro que o presente trabalho não requer aprovação por Comissão ética, uma vez que se trata de uma revisão bibliográfica baseada exclusivamente em literatura já publicada, não envolvendo a recolha de dados.

Data: 11/06/2026



Declaração de Disponibilidade de Dados

Código | IMP-EM-EI-150

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

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

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

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

Declaração de Disponibilidade de Dados

Código | IMP-EM-EI-150

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

Declaração de Disponibilidade de Dados

Código | IMP-EM-EI-150

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

O Orientando: Noelyse Lebas



Data: 16/06/2026

O Orientador: Prof. Doutor Gonçalo Costa Caramelo

Data: 16/06/2026

O Coorientador: Prof. Doutor Mário Cruz Polido

Data: 16/06/2026

Assinado por: **MÁRIO HUMBERTO DOS SANTOS**

CRUZ POLIDO

Num. de Identificação: 05329287

Data: 2026.06.16 17:45:24+01'00'

Assinado por: Gonçalo Francisco da Costa

Caramelo

Num. de Identificação: BI08952042

Data: 16-06-2026 20:34:24 +01:00



RESUMO

Na era atual da digitalização em Medicina Dentária, as tecnologias de concepção e fabrico assistidas por computador assumem um papel central na reabilitação protética contemporânea. O progresso dos scanners intraorais, dos programas de concepção tridimensional, das unidades de fresagem e das impressoras tridimensionais permitiu transformar profundamente a prática clínica, tornando possível a produção de reabilitações mais precisas, personalizadas e realizadas com maior rapidez. Estas evoluções tecnológicas têm igualmente contribuído para a otimização dos protocolos clínicos, a redução do número de consultas e a melhoria da experiência do doente.

No entanto, apesar da expansão significativa destas ferramentas digitais, a evidência científica disponível permanece fragmentada. Grande parte da literatura centra-se em etapas específicas do fluxo digital como a aquisição de imagem, a concepção, o fabrico ou os materiais utilizados, sem abordar de forma integrada todo o processo. Paralelamente, a diversidade crescente de materiais restauradores e as variações nos protocolos de concepção e fabrico assistidos por computador dificultam a uniformização das práticas clínicas e a comparação consistente dos resultados.

Neste contexto, este trabalho de tese propõe uma revisão narrativa detalhada sobre a reabilitação em dentes naturais e implantes através de próteses fixas produzidas por tecnologia de concepção e fabrico assistidos por computador. Os objetivos são clarificar os princípios do fluxo digital, analisar o desempenho das diferentes abordagens tecnológicas e discutir as suas vantagens e limitações em contexto clínico. Com base nesta análise, pretende-se ainda propor recomendações que promovam uma utilização mais estruturada, reproduzível e baseada na evidência destas tecnologias, contribuindo para uma prática clínica mais previsível, eficiente e centrada no doente.

Palavras-chave: CAD/CAM; Próteses Fixas; Impressão 3D; Implantes Dentários

ABSTRACT

In the current era of digitalisation in Dentistry, computer-aided design and computer-aided manufacturing technologies play a central role in contemporary prosthetic rehabilitation. The development of intraoral scanners, three-dimensional design software, milling units, and three-dimensional printers has profoundly transformed clinical practice, enabling the production of restorations that are more precise, personalised, and delivered more rapidly. These technological advances have also contributed to the optimisation of clinical protocols, a reduction in the number of appointments, and an improvement in patient experience.

However, despite the significant expansion of these digital tools, the available scientific evidence remains fragmented. Much of the literature focuses on specific stages of the digital workflow such as image acquisition, design, manufacturing, or materials, without providing a fully integrated overview of the entire process. In addition, the growing diversity of restorative materials and the variations in computer-aided design and computer-aided manufacturing protocols make it difficult to standardise clinical practices and to consistently compare clinical outcomes.

In this context, this thesis proposes a comprehensive narrative review on the rehabilitation of natural teeth and dental implants using fixed prostheses produced with computer-aided design and computer-aided manufacturing technology. The aim is to clarify the principles of the digital workflow, analyse the performance of different technological approaches, and discuss their main clinical advantages and limitations. Based on this analysis, the study also seeks to propose recommendations that encourage a more structured, reproducible, and evidence-based use of these technologies, contributing to a more predictable, efficient, and patient-centred clinical practice.

Keywords: CAD/CAM; Fixed Prostheses; 3D Printing; Dental Implants

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	15
II. CONCEÇÃO E FABRICO ASSISTIDOS POR COMPUTADOR.....	17
2.1 Contextualização da CFAO em Medicina Dentária	17
2.2 Os diferentes tipos de CFAO	19
2.2.1 A CFAO direta	19
2.2.2 A CFAO semi-direta	20
2.2.3 A CFAO indireta	21
2.3 As etapas do fluxo numérico.....	22
2.3.1 Aquisição: os scanners intraorais.....	23
2.3.1.1 O funcionamento dos scanners	23
2.3.1.2 As vantagens dos SIOs	26
2.3.1.3 As limitações dos SIOs	27
2.3.2 A conceção assistida por computador	29
2.3.3 O fabrico assistido por computador.....	32
2.3.3.1 A subtração	33
2.3.3.2 A adição	34
III. CAD/CAM E PRÓTESE FIXA.....	39
3.1 Diferentes tipos de restaurações realizáveis em CAD/CAM:	
indicações, preparação e vantagens	40
3.1.1 Facetas e veneerlay	40
3.1.2 Inlays, Onlays, Overlays.....	42
3.1.3 As coroas	44
3.1.3.1 As coroas metalocerâmicas	44
3.1.3.2 As coroas full cerâmicas	46
3.1.4 As pontes	48
3.2 Os diferentes materiais utilizados em CFAO	49
3.2.1 As cerâmicas adesivas.....	50
3.2.1.1 Cerâmicas feldspáticas	50
3.2.1.2 As vitrocerâmicas.....	51
3.2.1.2.1 Dissilicato de lítio	51
3.2.1.3 As cerâmicas policristalinas	52
3.2.1.3.1 Zircónia.....	52
3.2.2 Materiais híbridos, polímeros e resinas.....	54
3.2.3 As ligas metálicas.....	54
3.2.3.1 Cromo-cobalto.....	55
3.2.3.2 Titânio	55
IV. CAD/CAM E IMPLANTOLOGIA.....	59
4.1 Introdução aos implantes e definição	59
4.2 Aquisição de dados em implantologia	61

4.2.1 Método analógico	61
4.2.2 Método óptico	62
4.2.2.1 Os Scanbodies.....	62
4.2.2.2 Os pilares de cicatrização escaneáveis.....	64
4.2.2.3 Fotogrametria e estereofotogrametria	65
4.3 As restaurações implanto-suportadas unitárias e múltiplas	68
4.3.1 Meios de fixação: pilares.....	68
4.3.2 As próteses unitárias.....	69
4.3.2.1 As coroas cimentadas.....	70
4.3.2.2 As coroas aparafusadas	71
4.3.3 As próteses plurais.....	72
4.3.4 Os materiais da supraestrutura.....	73
4.4 Os materiais para próteses implanto-suportadas	74
4.4.1 As ligas metálicas	75
4.4.2 O titânio.....	76
4.4.3 A zircónia	77
4.4.4 O polimetilmetacrilato.....	78
4.4.5 O poliéter éter cetona.....	79
4.4.6 O compósito reforçado com fibras de carbono	80
V. CONCLUSÃO	83
VI. BIBLIOGRAFIA	85

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 : Evolução histórica da CFAO e das tecnologias digitais em medicina dentária (González et al., 2025).....	18
Figura 2 : Dental computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) digital workflow in restorative dentistry (Yeslam et al., 2024).	19
Figura 3 : Esquema do princípio de triangulação laser utilizado nos scanners intraorais (Lecocq, 2016).	24
Figura 4 : Esquema do princípio da imagiologia confocal paralela utilizada nos scanners intraorais (Lecocq, 2016).....	25
Figura 5 : Seleção de um modelo anatómico predefinido para a conceção da restauração no software CEREC. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).....	30
Figura 6 : Traçado do contorno marginal da preparação antes da conceção da restauração. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).	31
Figura 7 : Avaliação digital das cargas oclusais e dos contactos proximais da restauração no software CEREC (A) Identificação de áreas de sobrecarga oclusal. (B) Redução das cargas oclusais após otimização. (C) Visualização de um contacto proximal excessivo. (D) Ajuste e alívio do contacto proximal após correção digital. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).	31
Figura 8 : Fluxo de trabalho digital CAD/CAM em medicina dentária, ilustrando os processos de fabrico aditivo e subtrativo (Mehmet Selim Bilgin et al., 2016).	33
Figura 9 : Coroas provisórias impressas em 3D: (A) espessura de camada de 20 µm; (B) espessura de camada de 50 µm; (C) espessura de camada de 100 µm (Çakmak et al., 2021).....	34
Figura 10 : As 7 famílias de processos de fabrico aditivo segundo a norma ASTM (Hybrid Manufacturing Technologies, 2025).	35
Figura 11 : Ilustração clínica de facetas cerâmicas. Documentação fotográfica cedida por Laboratório Belle (2026).....	40
Figura 12 : Ilustração clínica de faceta sem preparação (“no-prep veneer”). Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022)	42
Figura 13 : Representação esquemática dos diferentes tipos de restaurações indiretas parciais: inlay (A), onlay com recobrimento cuspídeo parcial (B e C) e overlay com recobrimento cuspídeo total (D) (Fan et al., 2021).....	43

Figura 14 : Infraestruturas metálicas de ponte ceramometálicas. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).....	45
Figura 15 : Coroas totalmente cerâmicas em zircónia fresadas por CAD/CAM. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).....	46
Figura 16 : Fresagem CAD/CAM de uma ponte dento-suportada em zircónia a partir de um disco industrial. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).....	48
Figura 17 : Blocos cerâmicos de dissilicato de lítio OPERAJoy utilizados em sistemas CAD/CAM para a confeção de restaurações indiretas. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).....	52
Figura 18 : Bloco de zircónia monolítica CEREC MTL™ utilizado em sistemas CAD/CAM para a confeção de restaurações protéticas indiretas.....	53
Figura 19 : Classificação dos materiais CAD/CAM (Ille et al., 2025).	57
Figura 20 : Reconstruções provisórias implanto-suportadas em PMMA: coroa unitária (a) e prótese fixa pluridentária (b) cimentadas sobre bases de titânio (Strasding et al., 2024).	59
Figura 21 : Prótese fixa implanto-suportada total monolítica em zircónia (Berzaghi, 2023).	59
Figura 22 : Componentes de um implante dentário (Elbanna et al., 2025).	60
Figura 23 : Ilustração do fluxo de trabalho digital baseado em estereofotogrametria para aquisição tridimensional e conceção CAD/CAM de próteses implanto-suportadas (Hussein, 2023).	67
Figura 24 : Pilar híbrido e coroa híbrida sobre Ti-base (Strasding et al., 2024).	69
Figura 25 : Seleção de pilares e materiais para restaurações implanto-suportadas (Strasding et al., 2024).	74
Figura 26 : Supraestrutura em zircónia sobre infraestrutura em titânio (Berzaghi, 2023).	75
Figura 27 : Supraestrutura monolítica em zircónia para reabilitação fixa implanto-suportada maxilar total (Froimovici et al., 2024).	77
Figura 28 : (A) Facetas em PMMA cimentadas sobre infraestrutura em PEEK e (B) caracterização gengival com resina composta rosa da prótese implanto-suportada(Wang et al., 2022).	78

Figura 29 : Vista tecidual da infraestrutura definitiva total em PEEK (Wang et al., 2022).	79
Figura 30 : Infraestrutura em fibra de carbono (Pera et al., 2017).....	80

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 : Tabela comparativa dos fluxos de trabalho em CAD/CAM dentário (direta, semi-direta e indireta).	21
--	----

Tabela 2 : Tabela comparativa das propriedades, indicações e técnicas CAD/CAM associadas aos principais materiais utilizados em medicina dentária digital.....	57
---	----

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

3D - Tridimensional

CAD/CAM - Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing

CBCT - Cone Beam Computed Tomography

CEREC - Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics

CFAO - Conceção e Fabrico Assistidos por Computador

Cr-Co - Cromo-Cobalto

DLP - Digital Light Processing

MID - Dentisteria Minimamente Invasiva

MOCN - Maquinação por Comando Numérico

PEEK - Polyether Ether Ketone

PMMA - Polimetilmetacrilato

SB - Scanbody

SIO - Scanner Intraoral

SLA - Stereolithography

SLM/DMLS - Selective Laser Melting / Direct Metal Laser Sintering

SLS - Selective Laser Sintering

STL - Standard Tessellation Language

S-HA - Scannable Healing Abutment

I. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, a medicina dentária foi marcada por uma mudança significativa, com o surgimento de um conceito mais conservador, mais biológico e mais centrado no doente (Fons et al., 2021).

A reabilitação oral moderna assenta nos princípios da medicina dentária minimamente invasiva (MID), que preconiza a preservação máxima dos tecidos dentários saudáveis e a redução da agressão biológica associada aos tratamentos. Neste contexto, o objetivo não se limita à substituição dos tecidos perdidos, mas inclui também a manutenção da estrutura remanescente e a promoção da saúde oral a longo prazo (Alyahya, 2024; Fons et al., 2021).

Esta evolução insere-se igualmente no conceito de *One Health*, que reconhece a relação entre a saúde oral e a saúde geral. Assim, a reabilitação oral moderna não se limita à substituição dos tecidos perdidos, procurando também preservar os tecidos saudáveis e contribuir para a saúde do doente a longo prazo. A educação do doente e o acompanhamento clínico regular são fundamentais para o sucesso do tratamento.

Estes princípios impulsionaram o desenvolvimento e utilização, no contexto da prática clínica diária de restaurações unitárias parciais adesivas, tais como facetas, inlays, onlays, overlays ou veneers, bem como de restaurações fixas totais, como coroas, de forma a dar resposta adequada às necessidades biológicas, funcionais e estéticas dos dentes naturais e dos implantes dentários (Fathy et al., 2022).

Nesse sentido, a conceção e o fabrico assistidos por computador têm vindo a revolucionar a prática clínica da reabilitação oral há mais de 30 anos. A introdução de scanners intraorais, de software de conceção tridimensional e de tecnologias de fabrico aditivo e subtrativo permitiu a criação de um fluxo de trabalho digital completo, que abrange desde a aquisição digital dos dados até à realização da restauração final (Abduo & Rasaie, 2025).

Esta transformação digital apresenta várias vantagens significativas, nomeadamente uma maior precisão, uma elevada reprodutibilidade dos

resultados, uma menor ocorrência de erros humanos e uma otimização dos tempos clínicos e laboratoriais (Dhull et al., 2024).

Apesar do rápido desenvolvimento das tecnologias CAD/CAM, a evidência científica sobre o assunto permanece dispersa. Muitos estudos concentram-se em etapas específicas do fluxo digital ou em materiais particulares, sem oferecer uma visão abrangente que integre os princípios biológicos, mecânicos e clínicos da reabilitação oral com próteses fixas produzidas por meio de CAD/CAM.

Neste contexto, a presente tese tem como objetivo realizar uma revisão narrativa abrangente da reabilitação oral com próteses fixas CAD/CAM em dentes naturais e implantes, adotando uma abordagem de medicina dentária minimamente invasiva. A revisão incidirá sobre os princípios, os materiais e os protocolos do fluxo digital moderno, destacando simultaneamente os respetivos benefícios, limitações e perspetivas futuras, numa abordagem clínica racional e centrada no doente.

II. CONCEÇÃO E FABRICO ASSISTIDOS POR COMPUTADOR

2.1 Contextualização da CFAO em Medicina Dentária

A história da CFAO (Conceção e Fabrico Assistidos por Computador) em medicina dentária tem origem nos anos 1960, com o desenvolvimento das tecnologias de comando numérico computadorizado, inicialmente utilizadas em setores industriais de elevada tecnologia, como a aeronáutica e a indústria automóvel (González et al., 2025). Contudo, foi no início da década de 1970 que o Professor François Duret marcou um ponto de viragem decisivo ao tornar-se o primeiro investigador a desenvolver um sistema de CFAO especificamente dedicado à medicina dentária (Miyazaki et al., 2009).

Desde 1971, François Duret desenvolveu trabalhos de investigação destinados a substituir as técnicas convencionais por uma cadeia digital integrada, que associa a impressão digital intraoral, a conceção assistida por computador e a fresagem automatizada de restaurações protéticas (Duret et al., 1988).

A década de 1980 marcou a transição da teoria para a aplicação clínica. Paralelamente aos trabalhos de François Duret, Werner Mörmann e Marco Brandestini desenvolveram, em Zurique, o sistema CEREC (*Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics*), concebido para permitir a realização de restaurações cerâmicas diretamente na cadeira do doente, numa única sessão clínica. Segundo (Mörmann, 2006), os primeiros protótipos utilizando uma câmara intraoral e um sistema de fresagem automatizada surgiram em 1983.

Em 1985, o primeiro inlay CEREC foi oficialmente realizado e cimentado na Universidade de Zurique, marcando uma etapa histórica no desenvolvimento da odontologia digital (Mörmann, 2006). Paralelamente, o sistema Procera, desenvolvido por Andersson, introduziu a fresagem do titânio e de infraestruturas cerâmicas, abrindo caminho para os centros de produção digital especializados (Miyazaki et al., 2009).

Ao longo das décadas de 1990 e 2000, os avanços tecnológicos possibilitaram melhorias significativas nos scanners óticos, nos programas de concepção e nos materiais cerâmicos. A introdução da tomografia computadorizada de feixe cônico (CBCT) revolucionou o planeamento implantológico e cirúrgico, ao passo que os modernos SIOs passaram progressivamente a substituir as impressões convencionais por impressões digitais mais precisas e confortáveis para o doente (González et al., 2025).

A partir da década de 2010, a integração do fabrico aditivo, também conhecida como impressão 3D, transformou profundamente os fluxos digitais na medicina dentária. Esta tecnologia possibilitou a produção rápida e personalizada de modelos de estudo, guias cirúrgicas, goteiras e restaurações protéticas, tanto provisórias como definitivas (González et al., 2025).

Atualmente, a evolução da CFAO, ilustrada na Figura 1, prossegue com a integração da inteligência artificial, que contribui para melhorar o diagnóstico, o planeamento terapêutico e a automatização dos tratamentos, num contexto de medicina dentária cada vez mais digital, precisa e personalizada (González et al., 2025).

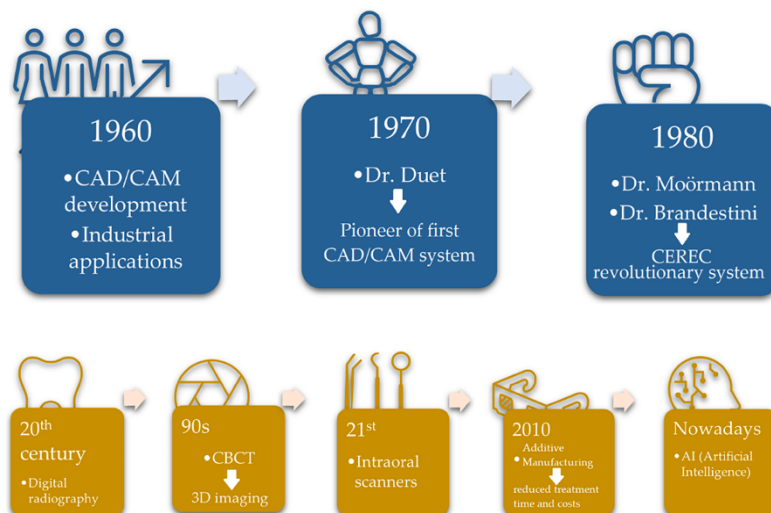


Figura 1 : Evolução histórica da CFAO e das tecnologias digitais em medicina dentária (González et al., 2025).

2.2 Os diferentes tipos de CFAO

A cadeia digital de CFAO em medicina dentária, ilustrada na Figura 2, implica três tipos de cadeias de produção para as próteses dento-suportadas (Abduo & Rasaie, 2025) :

- CFAO direta
- CFAO semi-direta
- CFAO indireta

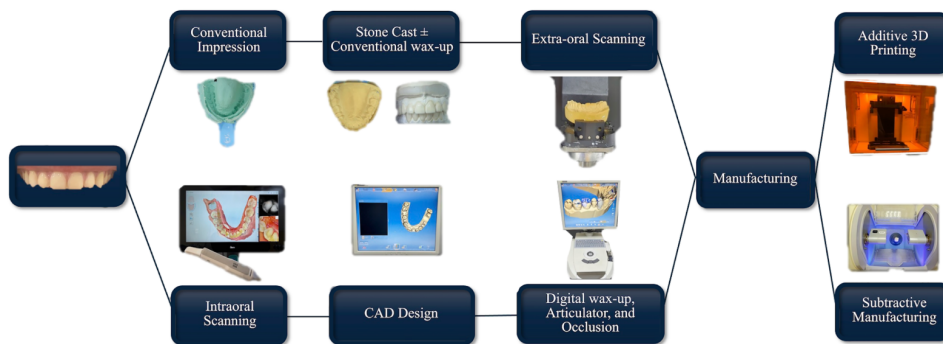


Figura 2 : Dental computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) digital workflow in restorative dentistry (Yeslam et al., 2024).

2.2.1 A CFAO direta

A CFAO direta, também denominada *chairside*, corresponde a um fluxo de trabalho totalmente digital realizado no consultório. O médico-dentista realiza todas as etapas necessárias para a confecção da prótese fixa numa única consulta, sem a intervenção de um laboratório (Abduo & Rasaie, 2025).

Este método começa com uma impressão digital intraoral que permite a aquisição de dados imediatamente convertidos num modelo virtual. Estes dados são posteriormente analisados e tratados localmente pelo médico-dentista, numa fase designada por conceção assistida por computador (CAD) (Abduo & Rasaie, 2025).

A peça protética é então fresada no local, por meio de fresadoras com controlo numérico, a partir de um bloco de cerâmica ou de compósito, num

processo conhecido como fabrico assistido por computador (CAM). O equipamento do médico-dentista fabrica, em tempo real, inlays, onlays, facetas cerâmicas ou coroas unitárias (Abduo & Rasaie, 2025).

Após estas etapas, é necessária uma última fase: o acabamento. Esta consiste em polir, maquilhar ou sinterizar a peça protética. A restauração é, depois da prova, cimentada na boca na mesma sessão (Abduo & Rasaie, 2025).

2.2.2 A CFAO semi-direta

A CFAO semi-direta constitui um método híbrido em que algumas etapas são realizadas no consultório e pelo menos uma etapa é realizada em laboratório. Neste método, a impressão digital intraoral também é realizada no consultório, permitindo um modelo muito preciso das estruturas dentárias. A impressão digital é depois enviada digitalmente, permitindo a produção da peça protética no laboratório (Abduo & Rasaie, 2025).

Na cadeia semi-direta, a fase de CAD é geralmente realizada pelo técnico de prótese, embora também possa ser efetuada pelo médico-dentista. O laboratório realiza então um modelo físico em resina por impressão 3D e, posteriormente, a restauração por fabrico assistido por computador, utilizando uma máquina de fresagem a frio ou de impressão 3D, conforme as indicações clínicas da prótese. Após a realização dos acabamentos (estratificação ou ajustes), a peça é enviada ao médico-dentista para prova e cimentação numa segunda consulta (Abduo & Rasaie, 2025).

Este método permite delegar as etapas técnicas mais complexas de confeção e fabrico, que podem ser exigentes quando o médico-dentista não possui formação específica na utilização de impressoras 3D, mantendo, simultaneamente, a vantagem da precisão e do conforto da impressão digital (Abduo & Rasaie, 2025).

Este método é particularmente indicado para restaurações unitárias e múltiplas, que por vezes são difíceis de realizar no consultório. Responde

eficazmente a casos que exigem um elevado nível estético. No entanto, implica um tempo de fabrico mais longo do que o da CAD/CAM direta, devido à necessidade de recorrer a um laboratório externo (Abduo & Rasaie, 2025).

2.2.3 A CFAO indireta

A CFAO indireta, também denominada *labside*, é um método mais tradicional, no qual toda a cadeia digital é realizada no laboratório de prótese. Neste caso, a aquisição dos tecidos dentários é igualmente realizada no consultório, mas de forma convencional, com recurso a uma impressão em silicone de adição ou em alginato, que é posteriormente enviada ao laboratório (Abduo & Rasaie, 2025).

Após a receção, o modelo em gesso ou a própria impressão é digitalizado na fase de aquisição, através de um scanner de bancada, de modo a integrá-lo no fluxo digital. Os dados obtidos por digitalização permitem inserir o ficheiro num programa de CAD, para que o técnico de laboratório possa modelar virtualmente a peça protética. A CAM é, na maioria dos casos, realizada por fresagem ou segundo as técnicas próprias do laboratório. Após as etapas de acabamento, a restauração é enviada ao consultório para ser provada e cimentada numa consulta posterior (Abduo & Rasaie, 2025).

Este método representa a abordagem mais clássica e mais utilizada na prática clínica diária, devido à sua simplicidade de execução e à familiaridade dos profissionais com os materiais de impressão convencionais. No entanto, pode apresentar várias limitações, como múltiplas etapas intermédias, possível distorção das impressões e uma cadeia de fabrico mais longa. Continua, contudo, a ser uma solução eficaz para a realização de peças protéticas mais complexas e extensas, que exigem as competências de um técnico de laboratório (Abduo & Rasaie, 2025).

As principais características dos diferentes fluxos de trabalho da CFAO encontram-se resumidas na Tabela 1.

Tabela 1 : Tabela comparativa dos fluxos de trabalho em CAD/CAM dentário (direta, semi-direta e indireta).

As etapas	CFAO direta (chairside)	CFAO semi-direta	CFAO indireta
1. Aquisição	Impressão óptica intraoral	Impressão óptica intraoral	Impressão convencional
2. Modelação	Modelo virtual	Modelo virtual	Modelo físico + digitalização
3. Transmissão	No consultório	Envio digital para o laboratório	Envio físico para o laboratório
4. Modelo	Não necessário	Modelo impresso em resina (SLA/Impresso)	Modelo em gesso
5. CAD	Consultório	Laboratório	Laboratório
6. CAM	Fresagem no consultório	Fresagem / impressão no laboratório	Fresagem / impressão no laboratório
7. Acabamentos	Consultório	Laboratório	Laboratório
8. Montagem	Mesma sessão	2ª sessão	2ª sessão
9. Prazo	Curto	Intermediário	Longo
10. Laboratório	Não	Sim	Sim
11. Precisão	Elevada	Muito elevada	Variável
12. Indicações	Unitária e múltiplas	Unitárias e múltiplas	Complexas

2.3 As etapas do fluxo numérico

A realização de uma restauração indireta baseia-se em três etapas fundamentais (Bernauer et al., 2023):

- A aquisição dos dados do doente consiste na captura da condição clínica do dente antes de ser restaurado. Tradicionalmente, esta etapa é realizada com recurso a moldeiras e materiais de impressão, tais como hidrocolóides, polissulfetos, silicones de condensação ou poliéteres (método analógico).
- A segunda etapa consiste na criação do desenho da peça protética através de software de CAD.
- A terceira e última etapa corresponde à produção física da restauração a partir do modelo digital, através da CAM.

Graças aos consideráveis avanços na medicina dentária e na prostodontia, todas estas etapas podem atualmente ser realizadas digitalmente. O SIO tornou-se uma ferramenta essencial na prática da medicina dentária moderna,

permitindo a obtenção de impressões digitais precisas das arcadas dentárias do doente (Ahmed et al., 2024).

2.3.1 Aquisição: os scanners intraorais

2.3.1.1 O funcionamento dos scanners

O SIO é um sistema de digitalização que converte um elemento físico em dados digitais. A impressão digital constitui a primeira etapa dos sistemas CAD/CAM. O objetivo destas câmaras é a digitalização intraoral dos tecidos dentários, bem como dos tecidos periodontais relevantes para a confeção da prótese a realizar (Baradee & Spies, 2025; Moglioni et al., 2018).

As impressões digitais são obtidas através de câmaras óticas. Atualmente existem diversos sistemas de SIOs que se desenvolveram rapidamente no mercado. Entre os mais conhecidos encontram-se o sistema iTero (Cadent) e os scanners TRIOS (3Shape), entre outros, todos permitindo realizar a primeira fase do fluxo de trabalho digital (Dimova-Gabrovska et al., 2023).

Paralelamente, existem sistemas que permitem realizar a fase de conceção CAD numa única consulta clínica, como os sistemas CEREC (*Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics*, Sirona), primeiro sistema precursor comercializado em 1987, ou ainda o sistema E4D. Estes sistemas permitem a captura de imagens da cavidade oral do doente e a conceção da peça protética a ser realizada (Dimova-Gabrovska et al., 2023; Ahlholm et al., 2018).

Existem duas grandes famílias de técnicas de aquisição de imagem, sendo a mais utilizada o sistema de triangulação ativa. O princípio da triangulação ativa, ilustrado na Figura 3, baseia-se na emissão de uma fonte luminosa, que pode ser um laser em banda ou luz estruturada, refletida pelas superfícies estruturais, nomeadamente os dentes preparados, os dentes adjacentes e antagonistas, bem como os tecidos mucosos circundantes. O software de digitalização gera nuvens de pontos que são posteriormente

trianguladas e organizadas em centenas de pequenos triângulos, formando a imagem tridimensional. O modelo digital é então processado pelo sistema informático. Entre os SIOs que utilizam esta tecnologia encontram-se, por exemplo, o CEREC Bluecam e o Omnicam da Sirona (M. Dimova-Gabrovska et al., 2023 ; Mangano et al., 2017).

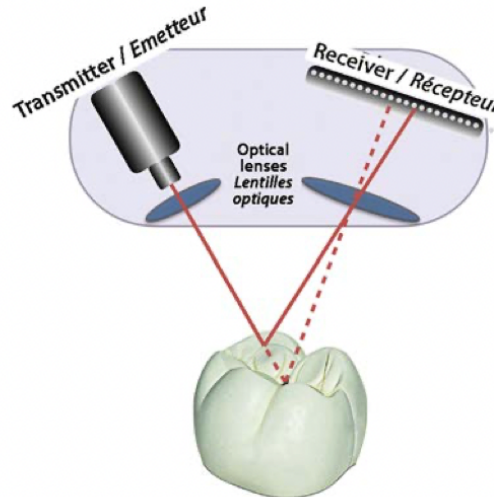


Figura 3 : Esquema do princípio de triangulação laser utilizado nos scanners intraorais (Lecocq, 2016).

Por sua vez, scanners como o 3Shape TRIOS utilizam a técnica de imagem confocal, comparável ao funcionamento de uma câmara fotográfica reflex. Esta técnica, ilustrada na Figura 4, baseia-se num seccionamento ultrarrápido que combina a microscopia confocal com a projeção de luz ou laser através de uma abertura muito pequena denominada estenopo. A luz refletida é captada por um sensor CCD, permitindo melhorar a precisão da imagem. O dente é registado em múltiplas camadas que são posteriormente reunidas através de um sistema de reconstrução denominado *point and stitch reconstruction*, permitindo gerar um modelo tridimensional. Esta técnica permite ainda registar ângulos muito pronunciados, até aproximadamente 85°, bem como relevos e cavidades profundas, algo que não é possível com a técnica de triangulação (Dimova-Gabrovska et al., 2023; Lecocq, 2016).

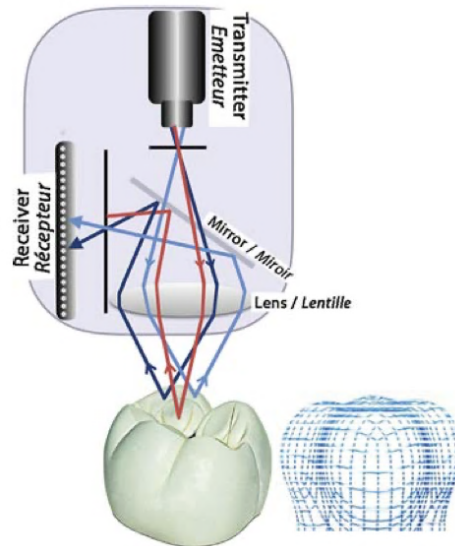


Figura 4 : Esquema do princípio da imagiologia confocal paralela utilizada nos scanners intraorais (Lecocq, 2016).

Assim, quer se baseiem na triangulação ativa quer na imagem confocal, as diferentes tecnologias de scanners intraorais têm como objetivo comum permitir uma reprodução tridimensional precisa e fiel das estruturas dentárias e periodontais. Estes sistemas baseiam-se na captura sucessiva de imagens ou pontos sob diferentes ângulos da zona a restaurar, incluindo não apenas o dente preparado, mas também os dentes adjacentes, antagonistas e os tecidos circundantes. Os dados obtidos são posteriormente reunidos através de algoritmos de reconstrução digital para gerar um modelo tridimensional completo, utilizado no fluxo de trabalho da CFAO para a conceção e fabrico de restaurações protéticas (Suese, 2020).

Embora os seus princípios físicos sejam diferentes, estas tecnologias apresentam desempenhos globalmente comparáveis em termos de precisão clínica (Waldecker et al., 2021).

Estudos comparativos demonstraram que os SIOs baseados em microscopia confocal e aqueles baseados em triangulação ótica são capazes de produzir modelos digitais com precisão suficiente para a realização de restaurações unitárias ou próteses fixas de pequena extensão. No entanto, algumas variações de precisão podem ser observadas dependendo da

tecnologia utilizada, do tipo de scanner e das condições de digitalização, particularmente na captura de arcadas completas, onde podem ocorrer erros cumulativos durante o processo de reconstrução das imagens. Apesar destas limitações, os avanços contínuos nos sensores óticos e nos algoritmos de processamento de dados contribuem para melhorar progressivamente a fiabilidade das impressões digitais e reforçar o seu papel na prática clínica moderna (Waldecker et al., 2021).

Um estudo comparativo publicado no *Journal of Prosthetic Dentistry* avaliou a precisão de scanners intraorais que utilizam, respetivamente, a tecnologia de imagem confocal e a triangulação ótica para a digitalização de arcadas completas. Os resultados demonstraram que ambas as tecnologias permitem obter um nível de precisão compatível com a confecção de restaurações protéticas unitárias ou de próteses fixas de pequena extensão. No entanto, algumas divergências dimensionais podem surgir durante a digitalização de arcadas completas, devido à acumulação de pequenas imprecisões ao longo do processo de aquisição e reconstrução das imagens (Waldecker et al., 2021).

2.3.1.2 As vantagens dos SIOs

Os SIOs apresentam diversas vantagens em comparação com as impressões convencionais, nomeadamente uma elevada taxa de aceitação por parte dos doentes. De facto, as impressões convencionais podem ser desagradáveis e desconfortáveis devido à utilização de moldeiras por vezes volumosas ou à extrusão de materiais de impressão fluidos. Estes materiais entram em contacto direto com a cavidade oral do doente e necessitam de um determinado tempo para polimerizar. Em doentes idosos ou em indivíduos que apresentam um reflexo nauseoso acentuado, a utilização de uma câmara ótica permite eliminar completamente o uso de materiais de impressão, constituindo assim uma opção preferencial que melhora consideravelmente o conforto do doente (Suese, 2020).

Além disso, os SIOs permitem uma redução significativa do tempo clínico na prática diária. O tempo de trabalho é reduzido em comparação com os métodos

convencionais. Atualmente, é possível realizar um scan completo de uma arcada dentária em menos de três minutos. O ganho de tempo não está apenas relacionado com a fase de aquisição da impressão, mas, sobretudo, às etapas subsequentes (Suese, 2020). Na técnica convencional, é necessário realizar o vazamento do modelo em gesso para obtenção de um modelo de estudo. Com os SIOs, esta etapa deixa de ser necessária, pois os ficheiros podem ser enviados virtualmente ao laboratório maioritariamente em formato STL (Faria et al., 2025), sem necessidade de transporte físico dos modelos. Este processo permite igualmente reduzir os custos associados ao envio dos modelos de gesso para o laboratório (Lecocq, 2016).

As impressões digitais apresentam ainda a vantagem de poderem ser facilmente repetidas sempre que necessário, sem grandes constrangimentos para o doente. Caso o modelo digital obtido apresente imperfeições ou zonas insuficientemente registadas, é possível realizar imediatamente um novo scan para corrigir essas falhas. Em determinadas situações, quando o registo de uma área específica é mais difícil, o clínico pode optar por realizar um scan parcial direcionado para essa zona, sem necessidade de repetir a digitalização completa da arcada dentária. Em contraste, a repetição de uma impressão através de métodos convencionais pode ser mais exigente para o doente e para o clínico, exigindo a preparação de uma nova moldeira e a utilização adicional de materiais de impressão, o que implica aumento de custos e maior desperdício de materiais (Dhull et al., 2024).

Todos os dados registados pelas câmaras podem ser enviados e transmitidos digitalmente, permitindo uma melhor organização do processo de reabilitação protética e uma comunicação significativamente melhorada com o laboratório, enquanto otimizam a produção de modelos digitais para a confeção de próteses dentárias (Dhull et al., 2024; Waldecker et al., 2021).

2.3.1.3 As limitações dos SIOs

Apesar das numerosas vantagens dos SIOs, estes dispositivos ainda apresentam algumas limitações que devem ser consideradas na prática clínica

diária. Entre as principais limitações destacam-se a presença de saliva e humidade, hemorragias gengivais, margens subgengivais, a digitalização de arcadas completas e a curva de aprendizagem do médico-dentista (Dhull et al., 2024).

O principal desafio consiste no registo preciso dos limites da preparação, sobretudo quando estes se encontram em posição subgengival. Quando a linha de acabamento está localizada no sulco gengival, o acesso ótico torna-se mais difícil, podendo comprometer a digitalização. A presença de tecidos moles, saliva ou sangue interfere na captação dos dados óticos, impedindo uma correta reflexão da luz emitida pelo scanner. Nestas situações, a fidelidade (*trueness*) e a precisão das impressões digitais diminuem, particularmente quando as margens se encontram entre 0,5 e 1 mm abaixo do nível gengival. Assim, a utilização de fio de retração gengival e de um campo operatório seco é indispensável para otimizar a qualidade da impressão digital (Mourouzis et al., 2024).

Além disso, o ambiente intraoral constitui igualmente um fator limitante para os SIOs. A humidade presente nas superfícies dentárias, proveniente da saliva ou de outros fluidos biológicos, pode comprometer a precisão dos scans e provocar erros, sobretudo nos sulcos oclusais, nas zonas interproximais e nos limites de preparação. (Y. Chen et al., 2022) demonstraram que condições húmidas reduzem significativamente a fidelidade e a precisão das impressões digitais.

A anatomia da preparação dentária também influencia a qualidade das impressões digitais. Cavidades profundas representam um verdadeiro desafio para os scanners intraorais, uma vez que a luz projetada pelo dispositivo nem sempre consegue alcançar e registar corretamente as zonas mais profundas. Diversos estudos relataram que o aumento da profundidade das preparações pode comprometer a precisão da digitalização (Özden et al., 2025).

A digitalização de arcadas completas representa igualmente uma limitação dos scanners intraorais. Os erros de sobreposição e montagem das diferentes imagens adquiridas durante o varrimento podem acumular-se e

reduzir a precisão do modelo digital. As impressões digitais de arcadas completas continuam a ser menos fiáveis para determinadas reabilitações, como pontes de grande extensão (Waldecker et al., 2021).

Por fim, a qualidade das impressões digitais depende também de vários fatores relacionados com o clínico e com o scanner utilizado. A forma de realizar o varrimento, a distância entre o scanner e os dentes, as condições de iluminação e a configuração do equipamento podem influenciar a precisão do scan. Além disso, a experiência do operador desempenha um papel importante: com a prática, os scans tornam-se geralmente mais rápidos e mais precisos (Revilla-León et al., 2023; Mangano et al., 2017).

O elevado investimento inicial continua a ser uma limitação à sua adoção generalizada. O custo dos scanners intraorais situa-se habitualmente entre 15 000 e 35 000 euros, podendo variar em função do fabricante, das características técnicas do equipamento, dos serviços de suporte e das licenças de software associadas. Consequentemente, os aspetos económicos devem ser considerados aquando da implementação de um fluxo de trabalho digital na prática clínica (Mangano et al., 2017).

Embora persistam algumas limitações técnicas, a impressão digital afirma-se como uma excelente alternativa clínica, permitindo obter resultados muito satisfatórios, com precisão e adaptação frequentemente comparáveis ou superiores às dos métodos convencionais nas reabilitações protéticas correntes.

2.3.2 A conceção assistida por computador

A conceção assistida por computador (CAD) é uma etapa indispensável da cadeia digital. Permite modelar virtualmente a peça protética a partir dos dados digitais adquiridos durante a impressão digital. Transforma então os dados dos ficheiros STL, provenientes da digitalização intraoral, num modelo matemático. A CAD baseia-se sobretudo na utilização de programas de modelação tridimensional (3D) que permitem antecipar e simular a futura peça protética (A. Gupta et al., 2021).

Existem numerosos softwares de CAD no mercado; entre os mais conhecidos, podemos citar Exocad, 3Shape ou ainda o CEREC Software, todos os quais permitem simular a restauração a conceber (inlays, onlays, overlays, veneers, coroas, pontes) (A. Gupta et al., 2021). Várias ferramentas estão assim à disposição dos clínicos ou dos protésicos, para conceber uma restauração ideal, personalizada e adaptada ao doente.

A conceção começa pela utilização de bases de dados anatómicas integradas diretamente nos programas. Estas reúnem um grande número de morfologias dentárias já predefinidas, como ilustrado na Figura 5: incisivos, caninos, pré-molares e molares. Assim, é possível adaptar a restauração de acordo com a idade do doente e com o desgaste dos dentes adjacentes. É possível reproduzir a morfologia dentária de um dente com mamelões para doentes mais jovens, bem como um dente com uma morfologia mais madura e com desgaste para doentes mais idosos. O programa utiliza depois algoritmos para adaptar a posição da restauração, bem como a sua dimensão e orientação, em função do espaço disponível na zona edêntula e dos dentes adjacentes (D. Chen et al., 2024; Rosenstiel et al., 2022).

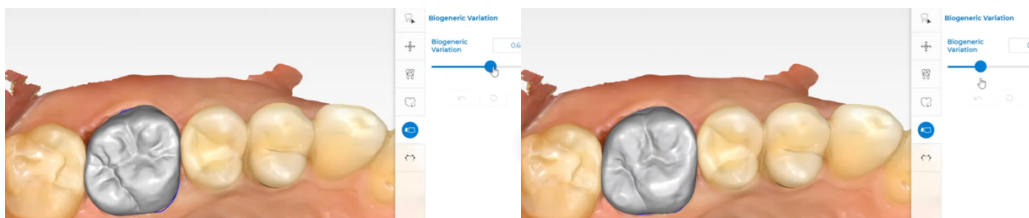


Figura 5 : Seleção de um modelo anatómico predefinido para a conceção da restauração no software CEREC. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).

A adaptação cervical constitui uma etapa crucial da CAD, permitindo assegurar uma integração biológica adequada, bem como uma boa longevidade da restauração. Existem ferramentas específicas, como ilustrado na Figura 6, que permitem analisar a zona cervical e a linha de terminação, oferecendo a possibilidade de ajustar o traçado e o contorno da margem cervical. Estas funções são indispensáveis para elaborar um perfil de emergência adequado e uma adaptação marginal ótima e precisa. Contribuem para o suporte dos tecidos

periodontais, nomeadamente da gengiva marginal e das papilas interdentárias (Noè et al., 2023).



Figura 6 : Traçado do contorno marginal da preparação antes da conceção da restauração. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).

A gestão da carga oclusal e dos pontos de contacto é determinante para a durabilidade da prótese. Os programas de CAD integram, por isso, ferramentas que permitem uma análise precisa das interações oclusais. Os contactos com os dentes antagonistas são visualizados através de uma escala colorimétrica (*Heat Map*), como ilustrado na Figura 7, que permite localizar rapidamente as zonas de sobrecarga. O médico-dentista pode, assim, ajustar a intensidade dos contactos, de forma a obter forças oclusais mais controladas (Viăduțu et al., 2025).

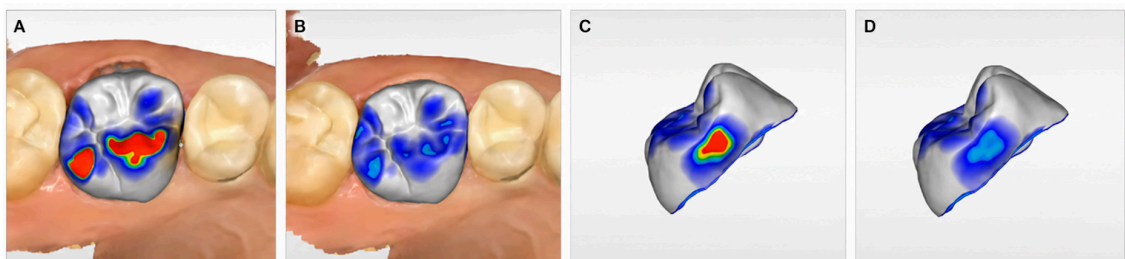


Figura 7 : Avaliação digital das cargas oclusais e dos contactos proximais da restauração no software CEREC (A) Identificação de áreas de sobrecarga oclusal. (B) Redução das cargas oclusais após otimização. (C) Visualização de um contacto proximal excessivo. (D) Ajuste e alívio do contacto proximal após correção digital. Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022).

Os programas de CAD também são capazes de detetar erros e anomalias. Asseguram controlo ao longo de todo o processo de conceção 3D e sinalizam quando a espessura dos materiais é insuficiente, o que pode comprometer a longevidade da restauração. O controlo em tempo real permite, assim, respeitar as recomendações específicas dos materiais que serão utilizados na peça protética (Rosenstiel et al., 2022).

A etapa de CAD marca o fim do ciclo virtual. Uma vez validada a modelação, o ficheiro da restauração em formato STL é transferido para os programas de CAM das máquinas. O seu papel é configurar a produção da restauração final, por adição ou subtração de material, de forma a materializar a peça protética (Gómez et al., 2025).

Em conclusão, a CAD representa uma etapa fundamental, permitindo uma modelação protética precisa, personalizada e previsível. Graças às ferramentas de análise anatómica, marginal e oclusal, os programas de CAD contribuem para melhorar a adaptação, a funcionalidade e a longevidade das restaurações protéticas (A. Gupta et al., 2021).

2.3.3 O fabrico assistido por computador

A CAM constitui a última etapa da cadeia digital. Permite a materialização da peça protética. De facto, é nesta fase que a peça protética virtual, definida durante a CAD, é transformada numa peça protética física. O pilar desta etapa assenta em máquinas de controlo numérico. Trata-se de uma fase totalmente tecnológica e automatizada (A. Gupta et al., 2021).

A peça modelada é então fresada por uma unidade de fabrico autónoma, quer no próprio consultório, quer em laboratório, sendo controlada por computador. A unidade de fresagem está ligada à unidade de CAD por cabo ou por Wi-Fi (Fages et al., 2008).

No âmbito da CAM, coexistem duas grandes categorias, como ilustrado na Figura 8 (Bilgin et al., 2016; A. Gupta et al., 2021):

- O fabrico através de processos aditivos: a impressão 3D.
- O fabrico através de processos subtrativos: a fresagem, principalmente destinada a utilização em consultório.

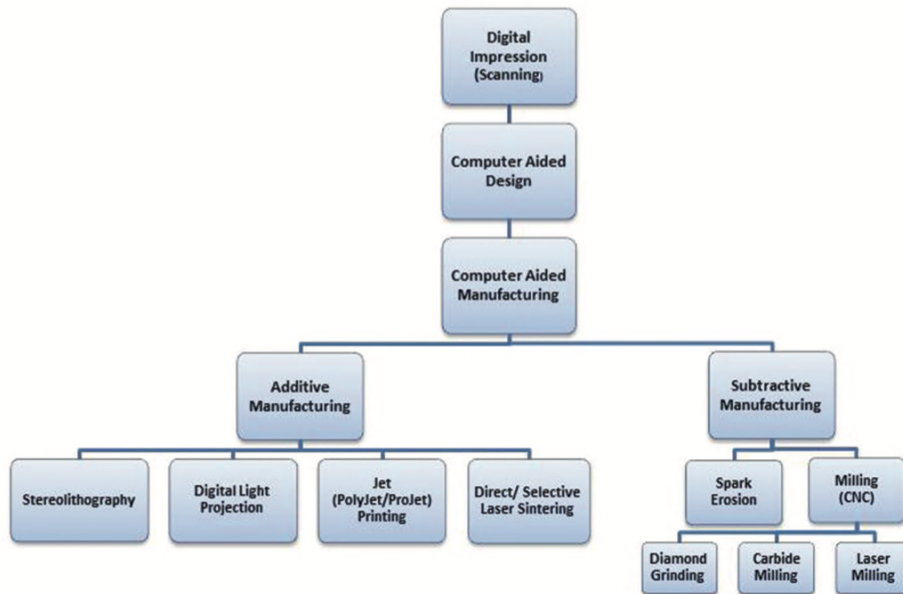


Figura 8 : Fluxo de trabalho digital CAD/CAM em medicina dentária, ilustrando os processos de fabrico aditivo e subtrativo (Bilgin et al., 2016).

2.3.3.1 A subtração

A fresagem conduz à materialização da restauração através da remoção de material sob a forma de aparas. Existem dois grandes modos de subtração (A. Gupta et al., 2021; Bilgin et al., 2016):

- O corte, realizado com fresas de carboneto de tungsténio.
- A abrasão, realizada com fresas diamantadas.

O processo de fresagem é realizado por máquinas-ferramenta de controlo numérico (MOCN), frequentemente designadas por unidades de fresagem, destinadas sobretudo ao uso em consultório. As MOCN são máquinas de 3 ou 5 eixos, consoante as necessidades clínicas, permitindo a remoção de material a

partir de um bloco bruto (Pinargote et al., 2024; Padrós et al., 2020). O processo decorre em duas fases.

O processo de fresagem geralmente decorre em duas fases sequenciais bem definidas. Numa primeira fase, realiza-se o desbaste, em que as fresas removem o máximo de material em curto espaço de tempo, privilegiando a eficiência e a rapidez de execução. Em seguida, procede-se à fase de acabamento, na qual fresas de menor diâmetro realizam movimentos mais precisos e controlados, com o objetivo de refinar a morfologia final da peça protética, melhorar a adaptação marginal e otimizar a qualidade de superfície (Kirsch et al., 2017).

Existem diferentes tipos de materiais adequados à fresagem, tais como polímeros, ligas metálicas (como o titânio), cerâmicas (como a zircónia ou o dissilicato de lítio IPS e.max®) e materiais compósitos. Estes materiais serão abordados com maior detalhe na segunda parte do trabalho (Holban et al., 2025).

2.3.3.2 A adição

Ao contrário das técnicas subtrativas, o processo de fabrico aditivo, também designado por impressão 3D, baseia-se no princípio de *slicing*. Trata-se de um método que consiste na sucessão e na sobreposição de camadas bidimensionais (2D) de material, permitindo a produção tridimensional (3D) da peça protética final, como ilustrado na Figura 9.

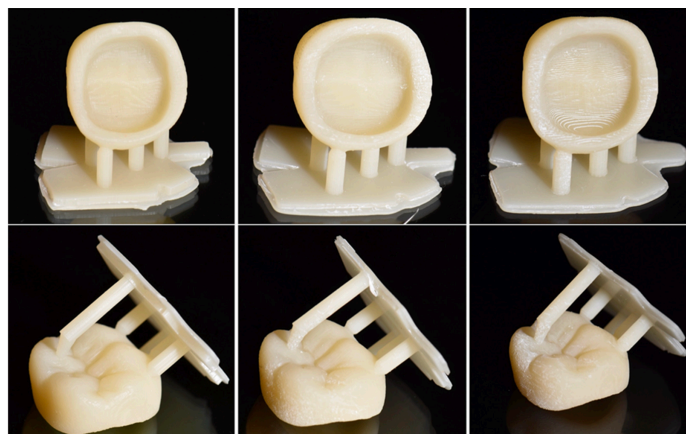


Figura 9 : Coroas provisórias impressas em 3D: (A) espessura de camada de 20 µm; (B) espessura de camada de 50 µm; (C) espessura de camada de 100 µm (Çakmak et al., 2021).

Existem sete grandes famílias de processos de fabrico aditivo definidas pela norma ISO/ASTM 52900 (Figura 10): fotopolimerização em cuba (Vat Photopolymerization), projeção de material (Material Jetting), projeção de ligante (Binder Jetting), fusão em leito de pó (Powder Bed Fusion), extrusão de material (Material Extrusion), deposição de material com energia dirigida (Directed Energy Deposition) e laminação de folhas (Sheet Lamination) (Gómez et al., 2025).

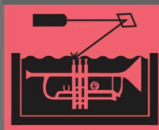
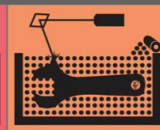
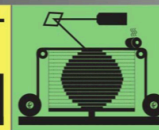
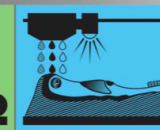
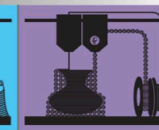
7 Families of Additive Manufacturing						
According to ISO/ASTM52900-15 (formerly ASTM F2792)						
						
VAT PHOTO-POLYMERIZATION	POWDER BED FUSION (PBF)	BINDER JETTING	SHEET LAMINATION	MATERIAL JETTING	MATERIAL EXTRUSION	DIRECTED ENERGY DEPOSITION (DED)
Alternative Names: SLA™ - Stereolithography Apparatus DLP™ - Digital Light Processing SSP™ - Scan, Slice, and Selectively Photocure CLIP™ - Continuous Liquid Interface Production	Alternative Names: SLM™ - Selective Laser Melting (a.k.a. SLS™ - Selective Laser Sintering), DMLS™ - Direct Metal Laser Sintering (a.k.a. Sintering), EBM™ - Electron Beam Melting, MJF™ - Multi Jet Fusion, SLS™ - Selective Heat Sintering	Alternative Names: 3DP™ - 3D Printing (Binder Jetting is available from Laché, Voortek, Desktop Metal's Production System™, and others) *Metal & ceramic require post-print sintering	Alternative Names: LOM - Laminated Object Manufacture SLM - Selective Deposition Lamination UAM - Ultrasonic Additive Manufacturing	Alternative Names: PolyJet™ SJP™ - Smooth Curvature Printing MJM - Multi-Jet Modeling Project™	Alternative Names: FFF - Fused Filament Fabrication FDM™ - Fused Deposition Modeling APD™ - Augmented Polymer Deposition ADAM™ - Atomic Diffusion Additive Mfg™ BMD™ - Bonded Metal Deposition	Alternative Names: LMD - Laser Metal Deposition LNS™ - Laser Engineered Net Shaping DMD - Direct Metal Deposition Laser cladding WAM - Wire Arc Additive Manufacturing
Description: A vat of liquid photopolymer resin is cured through selective exposure to light (via a laser or projector) which then initiates polymerization and converts the exposed areas to a solid part.	Description: Powdered materials are selectively consolidated by melting it together using a heat source such as a laser or electron beam. The powder surrounding the consolidated part acts as support material for overhanging features.	Description: Liquid-binding agents are selectively applied onto thin layers of powdered material to build up parts layer by layer. The binders include organic and inorganic materials. Metal or ceramic powdered parts are typically fired in a furnace after they are printed.	Description: Sheets of material are stacked and laminated together to form an object. The lamination method can be adhesives or chemical (paper/plastics), ultrasonic welding, or brazing (metals). Unneeded regions are cut out layer by layer and removed after the object is built.	Description: Droplets of material are deposited layer by layer to make parts. Common varieties include jetting a photocurable resin and curing it with UV light, as well as jetting thermally sensitive materials that then solidify in ambient temperatures.	Description: Material is extruded through a nozzle or orifice to make parts, which are then combined into multi-layer models. Common varieties include heated thermoplastic extrusion (similar to a hot glue gun) and syringe dispensing.	Description: Powder or wire is fed into a melt pool which has been generated on the surface of the part where it adheres to the underlying part or layers by using an energy source such as a laser or electron beam. This is essentially a form of automated build-up welding.
Strengths: • High level of accuracy and complexity • Smooth surface finish • Accommodates large build areas	Strengths: • High level of complexity • Powder acts as support material • Wide range of materials	Strengths: • Allows for full color printing • High productivity • Uses a wide range of materials	Strengths: • High volumetric build rates • Relatively low cost (non-metals) • Allows for combinations of metal bolts, including embedding components	Strengths: • High level of accuracy • Allows for full color parts • Enables multiple materials in a single part	Strengths: • Inexpensive and economical • Allows for multiple colors • Can be used in an office environment • Parts have good structural properties	Strengths: • Not limited by direction or axis • Effective for repairs and adding features • Multiple materials in a single part • Highest single-point deposition rates
Typical Materials UV-Curable Photopolymer Resins	Typical Materials Plastics, Metal and Ceramic Powders, and Sand	Typical Materials Powdered Plastic, Metal, Ceramics, Glass, and Sand	Typical Materials Paper, Plastic Sheets, and Metal Foils/Tapes	Typical Materials Photopolymers, Polymers, Waxes	Typical Materials Thermoplastic Filaments and Pellets (FFF), Liquids, and Shims (Syringe Types)	Typical Materials Metal Wire and Powder, with Ceramics
© 2015-21 Created and designed by Hybrid Manufacturing Technologies. For more information visit www.hybridmanuftech.com						

Figura 10 : As 7 famílias de processos de fabrico aditivo segundo a norma ASTM (Hybrid Manufacturing Technologies, 2025).

Contudo, nem todas estas tecnologias apresentam interesse clínico relevante em medicina dentária. Atualmente, a fotopolimerização em cuba constitui a principal tecnologia de impressão 3D utilizada na prática clínica e laboratorial. Este grupo inclui a estereolitografia (SLA), o processamento digital por luz (DLP) e os sistemas LCD/MSLA, que utilizam uma fonte de luz ultravioleta para polimerizar seletivamente uma resina fotossensível líquida (Gómez et al., 2025). Estas tecnologias permitem a fabricação de modelos de estudo, guias cirúrgicas, restaurações provisórias, alinhadores e outros dispositivos personalizados (Caussin et al., 2024).

Outra tecnologia com aplicação consolidada em medicina dentária é a fusão em leito de pó, utilizada principalmente para a produção de estruturas

metálicas em cromo-cobalto e componentes implantares. Em contrapartida, as restantes tecnologias permanecem sobretudo limitadas a aplicações experimentais ou industriais, devido às exigências de precisão e de propriedades mecânicas requeridas na reabilitação oral (Gómez et al., 2025).

Por este motivo, apesar da diversidade de processos de fabrico aditivo existentes, a impressão 3D em medicina dentária é atualmente dominada pela fotopolimerização de resinas e, em menor escala, pela fusão seletiva de pós metálicos (Gómez et al., 2025).

Após a impressão, as peças contêm resina não polimerizada e devem ser limpas com isopropanol ou etanol. Uma limpeza insuficiente deixa monómeros residuais citotóxicos, enquanto um excesso pode alterar as propriedades mecânicas. A pós-polimerização sob luz ultravioleta e calor melhora a dureza e a estabilidade das peças protéticas (Hassanpour et al., 2024).

O fator mais importante a considerar nestes processos é a resolução vertical, mais comumente designada por espessura de camada; o passo. Uma espessura de camada reduzida (entre 25 e 50 μm) melhora a fidelidade geométrica e reduz o aspeto rugoso da peça, mas aumenta proporcionalmente o tempo de fabrico. Pelo contrário, uma espessura de camada elevada (a partir de 100 μm) permite uma produção muito mais rápida, mas gera o chamado “efeito de escada”, prejudicial ao ajuste marginal e ao estado de superfície da restauração protética (Sasany et al., 2024).

A impressão 3D favorece uma produção descentralizada, reduz o desperdício de material e permite uma fabricação personalizada rápida. Apesar dos custos iniciais elevados, permite reduzir os tempos de tratamento e o número de consultas clínicas (Gómez et al., 2025; Abdelfattah et al., 2024).

Em conclusão, embora a fresagem e a impressão 3D ofereçam ambas uma precisão clinicamente aceitável para a fabricação de próteses dentárias, com erros geralmente inferiores a 100 μm , existem diferenças importantes na qualidade do resultado. A fresagem é limitada pela geometria das fresas, o que reduz a sua precisão em zonas angulares e em detalhes internos estreitos.

Em contrapartida, as tecnologias de fabrico aditivo, como o SLA e o DLP, permitem uma reprodução mais uniforme das superfícies internas, ultrapassando as limitações mecânicas associadas ao diâmetro das ferramentas de corte. No caso específico da zircónia, a impressão 3D apresenta uma precisão comparável à dos sistemas de fresagem, enquanto oferece uma força de ligação com a cerâmica de revestimento significativamente superior (Son et al., 2021 ; Moon et al., 2022).

Apesar destas vantagens, a fresagem CAD/CAM continua a beneficiar de um maior historial clínico e de propriedades mecânicas geralmente superiores, mantendo-se como a técnica de referência para restaurações definitivas sujeitas a elevadas cargas funcionais. Por outro lado, a impressão 3D destaca-se pela redução dos custos de produção e de investimento em equipamentos, bem como pela sua eficiência na produção simultânea de múltiplas restaurações. Embora sejam ainda necessários estudos clínicos a longo prazo para validar plenamente o desempenho dos materiais impressos, os avanços recentes sugerem que o fabrico aditivo poderá assumir um papel cada vez mais relevante na prostodontia digital (Daher et al., 2024).

Assim, a impressão 3D apresenta-se como uma tecnologia de futuro, capaz de ultrapassar as limitações geométricas da fresagem tradicional, garantindo simultaneamente uma integração protética e uma durabilidade otimizadas.

Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM.

III. CAD/CAM E PRÓTESE FIXA

Existem várias opções de tratamento para dentes que perderam estrutura dentária. O clínico pode optar por restaurações diretas em resina composta, realizadas imediatamente após a preparação do dente, ou por restaurações indiretas, também designadas como próteses fixas. Ao contrário das restaurações diretas, as restaurações indiretas são preparadas fora da cavidade oral do doente e, posteriormente, cimentadas ao dente natural ou, no caso dos implantes, fixadas por parafusos (Rosenstiel et al., 2022). São estas últimas que nos interessam no âmbito de um fluxo de trabalho digital.

Uma restauração indireta fixa em reabilitação oral corresponde a uma peça protética, na maioria das vezes fabricada em cerâmica, destinada a restaurar a anatomia dentária de um dente que perdeu estrutura. Entende-se por prótese fixa toda a restauração que não pode ser removida da boca. Existem vários tipos: inlays, onlays, overlays, facetas, veneers, coroas e pontes (Marchesi et al., 2021).

As vantagens deste tipo de restauração são numerosas. As próteses fixas permitem substituir a perda dentária, restabelecer a função mastigatória e a boa fonética, manter os contactos dentários com os dentes adjacentes e antagonistas, evitando movimentos de mesialização ou extrusão. Permitem ainda reforçar a estrutura do dente e melhorar o seu aspeto estético. Todas estas abordagens inserem-se no princípio fundamental da conservação tecidual, que visa preservar ao máximo as estruturas dentárias saudáveis, restaurando de forma estável e duradoura os tecidos perdidos (Rosenstiel et al., 2022).

O médico-dentista prepara então o(s) dente(s) com recurso a instrumentos rotatórios e abrasivos, como brocas, de modo a reduzir a estrutura coronária e criar uma superfície adequada para receber a prótese. Em seguida, recorre a materiais ou a sistemas de impressão para registar a preparação. Após a sua fabricação, a peça é cimentada sobre o dente pilar com materiais, denominados cimentos, localizados no espaço virtual existente entre a restauração e o dente preparado (A. Gupta et al., 2021).

Cada tipo de prótese apresenta indicações específicas consoante a quantidade de tecido a substituir e a de estrutura dentária remanescente (Rosenstiel et al., 2022; Ille et al., 2025).

3.1 Diferentes tipos de restaurações realizáveis em CAD/CAM: indicações, preparação e vantagens

3.1.1 Facetas e veneerlay

As facetas dentárias, ilustradas na Figura 11, fazem parte das chamadas restaurações parciais. As facetas, ou *veneers*, são finas restaurações geralmente realizadas em cerâmica ou compósito. Inserem-se numa abordagem de MID, recobrimdo apenas a face vestibular dos dentes anteriores e preservando, assim, os tecidos dentários saudáveis (Rosenstiel et al., 2022).

Apresentam numerosas vantagens, sendo a principal a melhoria significativa da estética, graças aos materiais cerâmicos, que oferecem uma translucidez comparável à do dente natural e uma excelente estabilidade de cor a longo prazo. Além disso, permitem uma ótima preservação da estrutura dentária, ao contrário das coroas de recobrimento total, que exigem uma preparação dentária mais extensa (Rosenstiel et al., 2022).

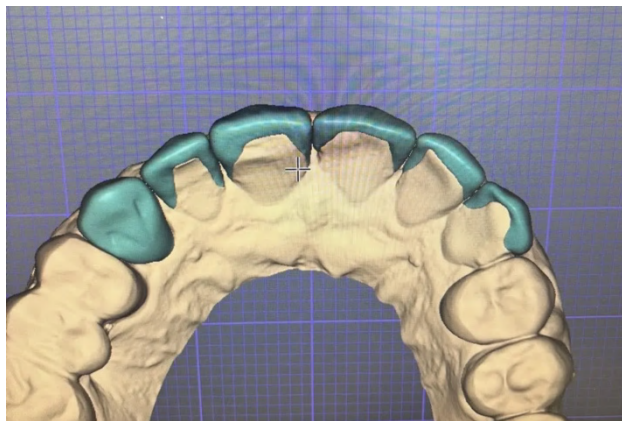


Figura 11 : Ilustração clínica de facetas cerâmicas. Documentação fotográfica cedida por Laboratório Belle (2026).

Apesar das numerosas vantagens, as facetas apresentam limitações e desvantagens importantes que devem ser consideradas no plano de tratamento. A sua preparação implica a perda irreversível de estruturas dentárias. Uma

preparação excessiva, atingindo a dentina, pode provocar diminuição da qualidade da adesão, sensibilidade pós-operatória e falha da restauração protética. Além disso, uma preparação inadequada ou uma cimentação excessiva pode comprometer a saúde periodontal, favorecendo a acumulação de placa bacteriana e a inflamação gengival. Por outro lado, em doentes com para funções não tratadas, as facetas podem estar sujeitas a fissuras, fraturas ou descolamentos frequentes. Finalmente, este tipo de restauração representa um custo elevado, o que pode limitar a sua acessibilidade. Exige materiais de elevada qualidade e um trabalho laboratorial sofisticado para alcançar um resultado ideal (Hassan & Hanoon, 2026).

A preparação dentária para a colocação de uma faceta pode revelar-se delicada. Esta preparação é geralmente limitada à face vestibular do dente, reduzindo o bordo incisal e a espessura do esmalte vestibular em cerca de 0,3 mm na zona cervical e entre 0,5 e 0,7 mm no corpo da faceta. De forma geral, recomenda-se a execução de uma linha de acabamento com chanfro curvo, conforme as indicações do material utilizado. A preparação das facetas dentárias é normalmente realizada com brocas diamantadas de granulação fina a média, permitindo uma redução controlada e homogénea do esmalte (Fons et al., 2021).

Em alguns casos, a preparação dentária pode ser totalmente evitada através da técnica *no prep* (Figura 12), inserida numa abordagem de MID. Trata-se de finas restaurações adesivas coladas diretamente sobre a face vestibular do dente, geralmente sem necessidade de qualquer preparação dentária. Embora as suas principais vantagens sejam a preservação dos tecidos dentários saudáveis, a ausência de anestesia e a minimização das complicações pulpares, as suas indicações são bastante limitadas. Podem, por exemplo, ser utilizadas para o encerramento de diastemas, em casos de ligeira alteração da cor do esmalte ou em situações de microdonte (Taraszkiewicz-Sulik et al., 2025).

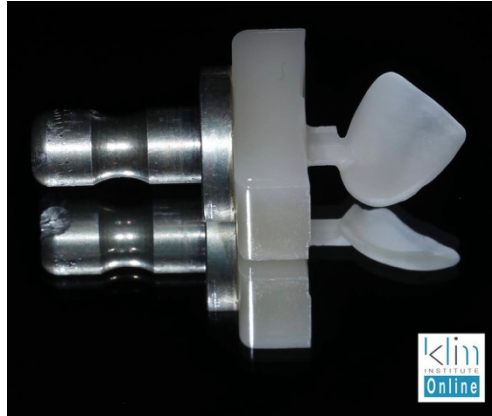


Figura 12 : Ilustração clínica de faceta sem preparação (“no-prep veneer”).
Documentação fotográfica cedida por (Gimotty M, 2022)

3.1.2 Inlays, Onlays, Overlays

Os inlays são restaurações indiretas parciais que se inserem na face oclusal dos dentes. Este tipo de restauração está indicado em situações em que existem pequenas cavidades de classe I e II de Black, limitadas às paredes internas dos dentes, e em que as paredes lingual e vestibular se encontram preservadas. Trata-se de uma restauração muito conservadora, permitindo uma elevada preservação do esmalte dentário (Fan et al., 2021).

Os onlays são restaurações indiretas parciais que asseguram o recobrimento de uma a três cúspides. Estão indicados quando a cavidade é mais extensa e os danos se estendem às cúspides. Nestas situações clínicas, em que é necessário o recobrimento cuspidário, a utilização de resina composta em técnica direta é desaconselhada, devido às suas limitações mecânicas. Este tipo de prótese constitui, assim, a melhor alternativa, oferecendo maior longevidade a longo prazo e uma abordagem mais conservadora do que as coroas (Fan et al., 2021).

Os overlays constituem um subtipo de onlays (Figura 13). São peças protéticas que recobrem todas as cúspides da face oclusal. Estão indicados para cavidades de dimensão média a grande, com ausência de uma ou mais cúspides (Fan et al., 2021).

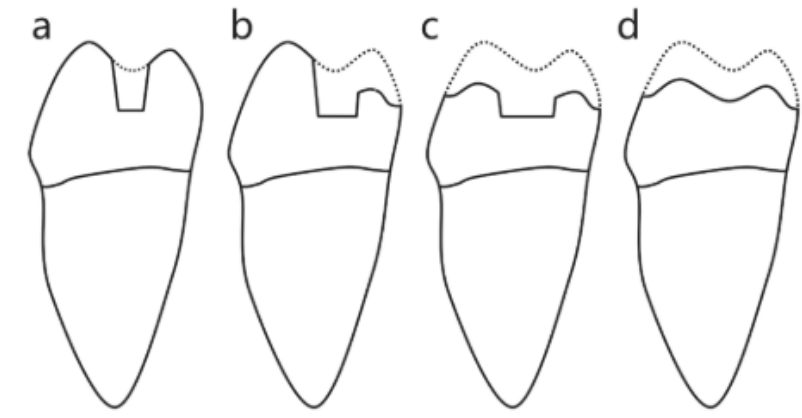


Figura 13 : Representação esquemática dos diferentes tipos de restaurações indiretas parciais: inlay (A), onlay com recobrimento cuspídeo parcial (B e C) e overlay com recobrimento cuspídeo total (D) (Fan et al., 2021).

Estas restaurações indiretas parciais encontram indicação em numerosas situações clínicas, nomeadamente em casos de elevadas exigências estéticas, em doentes com perdas extensas de tecido dentário de origem cariogénica ou traumática, fenómenos de erosão química ou mecânica, bem como em reabilitações que necessitam de aumento da dimensão vertical. Permitem igualmente restaurar dentes endodonticamente tratados, desde que as paredes vestibular e lingual permaneçam íntegras (Fons et al., 2021).

No entanto, determinadas situações clínicas constituem contraindicações relativas ou absolutas à sua realização. É o caso de doentes com elevado risco de cárie ou presença de cárie ativa, higiene oral insuficiente, para funções importantes não corrigidas, como o bruxismo, ou ainda quando os limites cervicais se encontram em posição infragengival, impossibilitando o isolamento absoluto (Rosenstiel et al., 2022).

Estas restaurações apresentam numerosas vantagens. Inserem-se numa abordagem minimamente invasiva, preservando maior quantidade de tecido dentário saudável em comparação com as coroas. Oferecem excelente biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas e elevada resistência às forças oclusais. A sua estabilidade a longo prazo é muito favorável, proporcionando resultados estéticos duradouros e uma melhor distribuição das

forças sobre toda a superfície oclusal, contribuindo, assim, para o reforço da estrutura dentária remanescente (Rosenstiel et al., 2022).

Características clínicas da preparação (Fons et al., 2021):

- Redução oclusal de 1,5 a 2 mm
- Redução das paredes axiais de 1 a 1,5 mm
- Paredes axiais divergentes com uma conicidade de cerca de 10 a 12°
- Largura mínima do istmo de 2 mm
- Linha de terminação supragengival em chanfro
- Ângulos internos arredondados
- Margens suaves a 90° sem arestas cortantes

3.1.3 As coroas

A coroa faz parte das próteses fixas totais. Este tipo de prótese permite o recobrimento coronário completo do dente, restabelecendo a função e a estética dentária. No entanto, este tipo de restauração requer uma preparação mais extensa, implicando uma redução tecidual mais invasiva do que as próteses fixas parciais. Atualmente, existem vários tipos de coroas, com propriedades e exigências mecânicas e estéticas específicas (Rosenstiel et al., 2022).

3.1.3.1 As coroas metalocerâmicas

As coroas metalocerâmicas são restaurações constituídas por uma infraestrutura metálica interna. Esta armação interna confere à restauração uma elevada resistência mecânica, enquanto a camada externa em cerâmica permite reproduzir o aspeto estético do dente natural. Este tipo de coroa foi, durante muito tempo, considerado o padrão em prótese fixa devido à sua fiabilidade e longevidade, embora o seu resultado estético possa ser limitado pela opacidade do metal subjacente, especialmente em zonas anteriores (Rosenstiel et al., 2022).

Este tipo de coroa é fabricado principalmente em laboratório. A infraestrutura metálica é geralmente realizada em ligas de titânio ou de cromo-cobalto (Cr-Co), sendo esta última a mais frequentemente utilizada em

infraestruturas de próteses fixas (Figura 14). Pode ser fabricada através de processos digitais, como a manufatura aditiva por fusão seletiva a laser (Selective Laser Melting), ou por fresagem com recurso a sistemas de CAD/CAM (Hesse & Özcan, 2021).

Após a realização da infraestrutura, esta pode ser revestida por cerâmica aplicada em camadas sucessivas (*layering*), permitindo reproduzir a estética do dente (Hesse & Özcan, 2021).



Figura 14 : Infraestruturas metálicas de ponte ceramometálicas. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).

As coroas metalocerâmicas estão indicadas em casos de grandes destruições dentárias de origem cariogénica ou traumática. São igualmente recomendadas para dentes que necessitam de elevada resistência mecânica, sobretudo quando submetidos a cargas oclusais elevadas, bem como para dentes desvitalizados, frequentemente mais fragilizados. Além disso, podem ser utilizadas para corrigir determinadas alterações de posição dentária, como inclinações dentárias, ou para restabelecer um plano oclusal harmonioso (Rosenstiel et al., 2022).

Algumas situações clínicas podem comprometer a longevidade das coroas metalocerâmicas, nomeadamente a higiene oral deficiente, doença periodontal ativa ou para funções não tratadas (Rosenstiel et al., 2022).

Características da preparação anterior (Rosenstiel et al., 2022):

- Redução incisal de 1,5 a 2 mm
- Vestibular:
 - Redução do terço incisal de 1,5 mm
 - Redução do terço cervical de 1,2 a 1,5 mm
 - Linha de terminação em chanfro plano ou ombro reto
- Lingual:
 - Redução de 1 mm
- Palatino:
 - Linha de terminação em chanfro curvo de 0,5 mm para apoio da infraestrutura metálica

3.1.3.2 As coroas full cerâmicas

As coroas totalmente cerâmicas, ilustradas na Figura 15, não possuem estrutura metálica. São fabricadas a partir de materiais cerâmicos, como o dissilicato de lítio ou a zircônia, oferecendo excelente biocompatibilidade e estética superior, graças à sua translucidez próxima à do esmalte natural. Os avanços nos materiais e nas técnicas de fabrico, nomeadamente através da CAD/CAM, permitiram melhorar significativamente as suas propriedades mecânicas, tornando estas restaurações adequadas tanto para os setores anteriores como para os posteriores, dentro de determinadas indicações (Aziz & El-Mowafy, 2023).



Figura 15 : Coroas totalmente cerâmicas em zircônia fresadas por CAD/CAM. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).

As coroas totalmente cerâmicas são geralmente indicadas em situações em que a exigência estética é elevada, particularmente nos dentes anteriores. Estão igualmente indicadas em casos de grandes fraturas incisais superiores a 2 mm e em situações de destruição dentária extensa causada por cáries interproximais. Além disso, podem ser utilizadas em casos de descoloração irreversível, nomeadamente induzida por tetraciclina ou após tratamento endodôntico. Por fim, também podem ser indicadas em anomalias estruturais, como a amelogenese imperfeita, ou para corrigir malposições dentárias quando os tratamentos ortodônticos não são viáveis (Fons et al., 2021).

Contudo, este tipo de restauração apresenta algumas contraindicações. São particularmente desaconselhadas em doentes jovens, devido ao maior volume da câmara pulpar, o que aumenta o risco de complicações pulpares durante a preparação dentária. Devem igualmente ser evitadas em doentes que pratiquem atividades com elevado risco traumático, como desportos violentos ou de contacto, devido ao risco acrescido de fratura. Além disso, determinados tipos de oclusão constituem contraindicações relativas, nomeadamente a sobremordida acentuada ou as relações topo a topo, que geram forças excessivas e comprometem a longevidade da coroa. Finalmente, dentes com altura coronária insuficiente, como dentes curtos, oferecem retenção limitada e comprometem a estabilidade da prótese (Fons et al., 2021).

As coroas totalmente cerâmicas apresentam numerosas vantagens, sobretudo ao nível estético, graças ao seu aspeto altamente natural proporcionado pelos materiais cerâmicos. Além disso, geralmente observa-se uma excelente resposta dos tecidos periodontais adjacentes, inclusive quando os limites da preparação se encontram ao nível gengival ou subgengival. Por fim, são mais conservadoras do que as coroas metalocerâmicas, permitindo maior preservação dos tecidos dentários (Fons et al., 2021).

A longevidade destas restaurações depende da qualidade da preparação dentária. A primeira etapa consiste na redução da face oclusal entre 1 e 1,5 mm. Segue-se uma redução axial de aproximadamente 1 mm, incluindo o cingulo nos dentes anteriores, realizada com uma broca em forma de chama. Finalmente,

todos os ângulos devem ser arredondados para limitar a concentração de tensões (Aziz & El-Mowafy, 2023).

3.1.4 As pontes

A ponte dento-suportada é uma prótese fixa apoiada em dentes pilares naturais previamente preparados. Permite substituir uma ou várias peças dentárias ausentes através de um ou mais elementos intermédios denominados pânticos. Esta reabilitação tem como objetivo restabelecer a função mastigatória, a estética do sorriso e a fonética (Fons et al., 2021).

A conceção da ponte deve respeitar os tecidos periodontais de forma a assegurar a longevidade do tratamento. As superfícies do pântico em contacto com a gengiva devem ser lisas, polidas e acessíveis à higienização, o que facilita a limpeza e reduz a acumulação de placa bacteriana e a inflamação gengival (Fons et al., 2021; Rosenstiel et al., 2022).

A sua fabricação pode ser realizada em *chairside* (Figura 16), sobretudo no caso de pequenas pontes provisórias. No entanto, a confeção de pontes definitivas complexas continua a ser menos frequente. As pontes de grande extensão frequentemente necessitam de equipamentos de fresagem mais avançados, bem como de um trabalho de acabamento rigoroso, incluindo a caracterização estética e os ciclos de cozedura dos materiais (Ille et al., 2025).

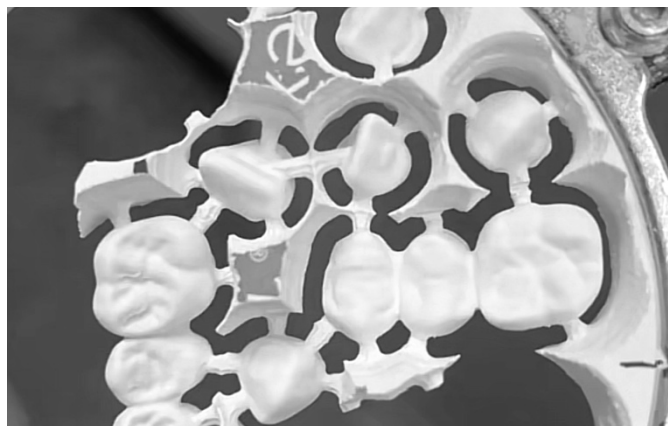


Figura 16 : Fresagem CAD/CAM de uma ponte dento-suportada em zircónia a partir de um disco industrial. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).

Embora o sistema *chairside* esteja em constante desenvolvimento graças à evolução das tecnologias digitais, a confecção em laboratório continua a ser a técnica mais utilizada para pontes dento-suportadas definitivas (Ille et al., 2025).

Em conclusão, a tecnologia CAD/CAM afirma-se como uma excelente alternativa para a realização de próteses fixas dento-suportadas, superando os métodos convencionais em termos de precisão e eficiência. Um estudo demonstrou um ajuste marginal ótimo entre 62 e 80 μm (em comparação a 110–150 μm nas técnicas convencionais) e uma taxa de sobrevivência aos 5 anos de 94,5% (contra 91,2% nas técnicas convencionais). Esta transição para o fluxo digital permite igualmente uma adaptação interna superior entre 40 e 60%. Contudo, a superioridade deste fluxo digital não depende apenas da precisão da impressão e da fresagem, mas também das propriedades mecânicas dos materiais utilizados (Asiri et al., 2024).

3.2 Os diferentes materiais utilizados em CFAO

A escolha dos materiais em CAD/CAM constitui um elemento fundamental na prostodontia, pois condiciona diretamente a durabilidade, a estética e a biocompatibilidade das restaurações fixas. A associação entre o processo de fabrico (aditivo ou subtrativo) e o material utilizado na confecção das próteses é essencial. Cada material apresenta exigências específicas (Punia et al., 2022).

Entre os materiais mais utilizados, as cerâmicas, como a zircônica ou o dissilicato de lítio, ocupam um lugar central nas restaurações fixas definitivas. Estes materiais encontram-se sob a forma de blocos pré-fabricados e são posteriormente submetidos a tratamentos de cristalização ou de sinterização (Ille et al., 2025). Estas etapas finais permitem obter as suas propriedades estéticas e mecânicas definitivas. São frequentemente utilizados em SLA ou em SLS (Punia et al., 2022).

Existem igualmente materiais híbridos e poliméricos, como o PMMA ou os compósitos. São utilizados principalmente em restaurações provisórias de curta ou média duração. Estes materiais apresentam facilidade de fresagem, custo

relativamente reduzido e comportamento mecânico próximo ao da dentina, tornando-os soluções ideais para as fases provisórias dos tratamentos de reabilitação com prótese fixa. São frequentemente utilizados em DLP e em SLA (Punia et al., 2022; Ille et al., 2025).

Por fim, as ligas metálicas, como o cromo-cobalto ou o titânio, também são utilizadas em CAD/CAM para a confecção de infraestruturas destinadas a restaurações que requerem elevada resistência mecânica. São igualmente utilizadas em próteses implanto-suportadas devido à sua elevada resistência. Estes materiais são sobretudo aplicados no fabrico aditivo através de técnicas como o SLS ou a fusão em leito de pó (SLM) (Punia et al., 2022).

Assim, a escolha do material deve ser realizada de forma rigorosa e criteriosa, devendo adaptar-se às limitações clínicas e às exigências mecânicas e estéticas de cada situação (Punia et al., 2022).

3.2.1 As cerâmicas adesivas

3.2.1.1 Cerâmicas feldspáticas

As cerâmicas feldspáticas fresáveis estão entre os materiais mais antigos utilizados na dentisteria CAD/CAM. Pertencem à categoria das cerâmicas caracterizadas por uma matriz vítrea, que lhes confere excelente translucidez, permitindo reproduzir as propriedades óticas do esmalte e da dentina. Esta qualidade estética torna-as materiais de eleição para restaurações na região anterior (Sulaiman, 2020; Ille et al., 2025).

Contudo, estas cerâmicas apresentam baixa resistência à fratura, sendo consideradas entre as cerâmicas vítreas menos resistentes. Para compensar esta limitação, a sua colocação baseia-se na adesão à estrutura dentária. O protocolo de tratamento de superfície requer condicionamento com ácido fluorídrico a 9,6% durante um minuto, seguido da aplicação de um agente de união do tipo silano, promovendo a adesão ao material compósito de cimentação (Rexhepi et al., 2023). As indicações clínicas referem-se principalmente a

restaurações sujeitas a cargas mecânicas reduzidas, como facetas, inlays, onlays e coroas anteriores.

3.2.1.2 As vitrocerâmicas

3.2.1.2.1 Dissilicato de lítio

O dissilicato de lítio é um material pertencente à família das cerâmicas vítreas. É constituído por uma matriz de dióxido de silício na qual estão incorporados cristais. A matriz, isoladamente, não confere resistência suficiente à peça protética, o que poderia comprometer as propriedades mecânicas e aumentar o risco de fratura. Para reforçar este material, os cristais são dispersos na matriz, melhorando, assim, as suas propriedades mecânicas. Este mecanismo é denominado reforço por dispersão. O dissilicato de lítio apresenta elevadas propriedades mecânicas, com uma resistência à flexão compreendida entre 360 e 400 MPa, tornando-o um material mais resistente do que as cerâmicas feldspáticas (Phark & Duarte, 2022).

Atualmente, o dissilicato de lítio é considerado um *gold standard* na reabilitação oral devido às suas numerosas qualidades e à ampla variedade de restaurações possíveis. É amplamente utilizado na confecção de inlays, onlays, overlays, facetas dentárias e coroas anteriores ou posteriores (Abdulrahman et al., 2021). Está também indicado para próteses fixas de três elementos até ao segundo pré-molar. Além disso, é frequentemente utilizado em coroas implanto-suportadas. A sua elevada resistência permite preparações dentárias minimamente invasivas, com espessuras de parede por vezes inferiores a 0,5 mm, o que favorece a preservação dos tecidos dentários saudáveis (Phark & Duarte, 2022).

Atualmente, existem duas grandes técnicas de fabrico de restaurações em dissilicato de lítio: a prensagem a quente e a tecnologia CAD/CAM. Neste contexto, interessa-nos a fabricação por meio de CAD/CAM. Nesta técnica, o dissilicato de lítio apresenta-se sob a forma de blocos pré-fabricados, conhecidos comercialmente como IPS e.max CAD (Ille et al., 2025). Nesta fase, o material

apresenta uma coloração azul-violeta característica (Figura 17) e uma resistência relativamente baixa, em torno de 130 MPa. Após a fresagem, a restauração é submetida a um ciclo de cristalização durante cerca de 20 a 30 minutos num forno aquecido a aproximadamente 840 °C. Esta etapa provoca uma reação de cristalização dos cristais, permitindo ao material adquirir as suas propriedades mecânicas e estéticas finais (Aziz et al., 2020).



Figura 17 : Blocos cerâmicos de dissilicato de lítio OPERAJOY utilizados em sistemas CAD/CAM para a confecção de restaurações indiretas. Documentação fotográfica cedida por Laboratoire Belle (2026).

3.2.1.3 As cerâmicas policristalinas

Na prática clínica atual, a zircónia representa praticamente a única cerâmica policristalina utilizada em CAD/CAM, tendo os restantes materiais sido progressivamente abandonados em favor de cerâmicas vítreas mais estéticas ou de zircónias de nova geração. A alumina, anteriormente utilizada na confecção de infraestruturas protéticas, foi gradualmente substituída pela zircónia devido às suas propriedades mecânicas inferiores e à estética mais limitada (Ille et al., 2025).

3.2.1.3.1 Zircónia

A zircónia é uma cerâmica policristalina que se impõe como o material de referência devido às suas excecionais propriedades mecânicas. Apresenta uma excelente resistência à flexão (900 a 1200 MPa) e elevada resistência à fratura (Ille et al., 2025)

Atualmente, existem vários tipos de zircônia disponíveis para o clínico, que devem ser selecionados de acordo com a situação protética. A zircônia apresenta três fases cristalinas dependentes da temperatura: monoclinica, tetragonal e cúbica. A forma mais utilizada clinicamente é a zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (3Y-TZP), na qual são adicionados 3 mol% de óxido de ítrio para estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente. Esta forma pode ser utilizada tanto em restaurações múltiplas, como pontes, como em restaurações unitárias, nomeadamente coroas posteriores (Yigit et al., 2024).

De forma a responder às exigências estéticas crescentes, foi desenvolvida uma terceira geração de zircônias, designadamente as 4Y-PSZ e 5Y-PSZ, contendo, respetivamente, 4 e 5 mol% de óxido de ítrio, tornando a zircônia mais translúcida. Esta última geração está particularmente indicada para coroas anteriores e facetas dentárias (Yigit et al., 2024)

Este material é amplamente utilizado em métodos subtrativos através da fresagem de peças protéticas a partir de blocos pré-fabricados de zircônia (Figura 18), embora esta técnica provoque um desperdício considerável de material. A zircônia também pode ser utilizada em processos aditivos, como a impressão 3D. Esta abordagem, camada a camada, reduz o desperdício e permite a realização de geometrias mais complexas. Embora a fresagem continue a ser o método de referência, os estudos demonstram que a adaptação interna e a precisão marginal das peças impressas são atualmente clinicamente comparáveis aos padrões convencionais (Aswal et al., 2025).



Figura 18 : Bloco de zircônia monolítica CEREC MTL™ utilizado em sistemas CAD/CAM para a confecção de restaurações protéticas indiretas. Documentação fotográfica adaptada de Dentsply Sirona (2025).

3.2.2 Materiais híbridos, polímeros e resinas

O polimetilmetacrilato (PMMA) é o polímero mais utilizado na dentisteria digital, principalmente para a confecção de restaurações provisórias de curta ou longa duração. Apresenta-se sob a forma de blocos fresáveis ou de resinas imprimíveis por meio dos processos de SLA ou de DLP. Os polímeros fabricados por CAD/CAM apresentam propriedades mecânicas superiores, nomeadamente maior resistência à flexão (entre 80 e 120 MPa) e maior resistência ao impacto, quando comparados às resinas convencionais (Ille et al., 2025).

Os materiais do tipo PICN (*polymer-infiltrated ceramic network*), como o Vita Enamic, são constituídos por uma rede cerâmica predominante (86% do peso total) infiltrada por uma fase polimérica (14% do peso total). Esta dupla estrutura permite combinar a resistência ao desgaste da cerâmica com a flexibilidade da resina. Este tipo de material apresenta um módulo de elasticidade de aproximadamente 30 GPa, imitando assim o comportamento mecânico da estrutura dentária natural (*dentin-like*). Constituem, por isso, excelentes opções para inlays, onlays e coroas unitárias (Marchesi et al., 2021).

As nanocerâmicas são materiais compósitos híbridos fabricados industrialmente sob altas temperaturas e elevada pressão. Uma matriz de resina (como o Bis-GMA) é reforçada com nanopartículas cerâmicas (até 80%). Estes blocos são concebidos para absorver as forças oclusais, sendo simultaneamente mais fáceis de fresar do que as cerâmicas tradicionais, não necessitando de ciclo de cozedura após a fresagem. São principalmente recomendados para restaurações como inlays, onlays e facetas (Ille et al., 2025).

3.2.3 As ligas metálicas

As ligas metálicas ocupam um lugar importante na dentisteria digital devido às suas excelentes propriedades mecânicas e durabilidade. A integração dos metais no fluxo digital baseia-se em duas abordagens: o fabrico subtrativo por fresagem e o fabrico aditivo por fusão laser em leito de pó. Estas técnicas permitem obter estruturas precisas e reproduzíveis (Punia et al., 2022).

3.2.3.1 Cromo-cobalto

Entre as ligas metálicas, o Cr-Co afirmou-se como a liga metálica de referência na reabilitação oral digital. Trata-se de um metal que se distingue pelo seu custo moderado, pela elevada resistência à corrosão e por importantes propriedades mecânicas, nomeadamente dureza e resistência à fadiga. Além disso, apresenta excelentes capacidades de ligação à cerâmica, tornando-se um material particularmente adequado para restaurações metalocerâmicas (Hesse & Özcan, 2021).

Em prótese fixa, o Cr-Co está principalmente indicado para a confecção de infraestruturas de coroas e próteses múltiplas, como pontes, destinadas a serem recobertas com cerâmica. Pode igualmente ser utilizado como estrutura metálica para próteses removíveis (Sulaiman, 2020).

3.2.3.2 Titânio

O titânio é amplamente utilizado na dentisteria digital devido à sua excelente biocompatibilidade, resistência à corrosão e propriedades mecânicas adequadas ao ambiente oral. Apresenta igualmente uma excelente integração biológica, o que faz dele um material de eleição em implantologia (Hoque et al., 2022).

Na dentisteria digital, o titânio é principalmente indicado para a confecção de pilares implantares personalizados, permitindo uma adaptação precisa a diferentes situações clínicas. É também utilizado no fabrico de implantes dentários, assegurando a substituição das raízes dentárias (Hesse & Özcan, 2021).

Existem blocos de titânio disponíveis para fresagem em CAD/CAM, facilitando a realização de restaurações implantares personalizadas com elevada precisão e excelente reprodutibilidade (Hesse & Özcan, 2021).

Em conclusão, a evolução da tecnologia CAD/CAM transformou a prática da dentisteria protética, permitindo uma fabricação mais precisa, reprodutível e personalizada das restaurações. Contudo, a eficácia destes processos depende em grande parte da escolha do material utilizado, que deve responder às exigências mecânicas, biológicas e estéticas.

As cerâmicas adesivas, nomeadamente as cerâmicas feldspáticas e o dissilicato de lítio, ocupam atualmente um lugar essencial graças às suas excelentes propriedades óticas e à sua integração estética, particularmente adequadas para restaurações anteriores. Em contrapartida, as cerâmicas policristalinas, como a zircónia, distinguem-se pelas suas elevadas propriedades mecânicas, permitindo a realização de restaurações unitárias ou múltiplas sujeitas a importantes cargas funcionais.

Paralelamente, os materiais poliméricos e híbridos permitiram alargar as indicações clínicas da CAD/CAM, sobretudo no domínio das restaurações provisórias e conservadoras, graças à sua facilidade de fresagem e às suas propriedades biomecânicas semelhantes às dos tecidos dentários naturais.

Por fim, as ligas metálicas, como o cromo-cobalto e o titânio, continuam indispensáveis nas restaurações que requerem elevada resistência mecânica.

Assim, o desenvolvimento contínuo de materiais compatíveis com a tecnologia CAD/CAM, integrando processos aditivos ou subtrativos, permite atualmente otimizar a qualidade das restaurações protéticas. A Figura 19 apresenta a classificação dos materiais CAD/CAM, enquanto a Tabela 2 resume as suas propriedades, indicações e técnicas de fabrico associadas. No entanto, o clínico deve dominar as propriedades, indicações e limitações de cada material, de forma a assegurar tratamentos duradouros, funcionais e estéticos, adaptados às necessidades de cada doente.

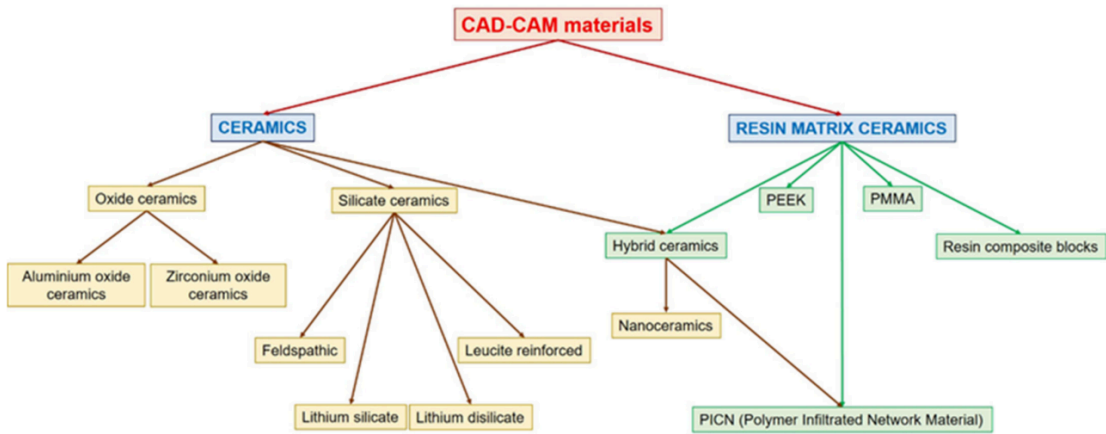


Figura 19 : Classificação dos materiais CAD/CAM (Ille et al., 2025).

Tabela 2 : Tabela comparativa das propriedades, indicações e técnicas CAD/CAM associadas aos principais materiais utilizados na medicina dentária digital.

Propriedade / Material	Cerâmica feldspática	Dissilicato de lítio	Zircônia (3Y-TZP / 4Y-PSZ / 5Y-PSZ)	PMMA	PICN (ex. Vita Enamic)	Nanocerâmica	Cr-Co (cromo-cobalto)	Titânio
Categoria	Cerâmica adesiva	Vitrocerâmica	Cerâmica policristalina	Polímero / resina	Material híbrido	Nanocerâmica híbrida	Liga metálica	Liga metálica
Resistência mecânica (aprox.)	Baixa (60–120 MPa)	360–400 MPa	900–1200 MPa	80–120 MPa	Elasticidade ≈ 30 GPa (resistência moderada)	Boa absorção das forças oclusais	Muito elevada	Elevada
Vantagens principais	Excelente translucidez e estética	Excelente equilíbrio estético / resistência Alta resistência mecânica	Resistência mecânica muito elevada Boa durabilidade (biocompatibilidade elevada)	Baixo custo Fácil de usar Comportamento semelhante ao da dentina	Combina resistência cerâmica e flexibilidade da resina	Fácil de usar Boa capacidade de absorção das forças Não necessita de ciclo de queima	Resistência à corrosão Alta resistência à fadiga Boa ligação com cerâmica	Excelente biocompatibilidade Alta resistência à corrosão Integração biológica excelente
Limitações	Fragilidade elevada Necessita de cimentação adesiva	Necessita de cristalização (queima) após usinagem	Menor translucidez (3Y) Usinagem pode ser demorada	Menor durabilidade Desgaste mais elevado	Menor resistência que as cerâmicas puras	Menor resistência que a zircônia	Estética limitada (opaco)	Usinagem / infraestrutura mais complexa (custo elevado)
Indicações principais	Facetas, inlays, onlays, coroas anteriores	Inlays, onlays, overlays, facetas, coroas anteriores e posteriores, pontes de 3 elementos até o 2º pré-molar, coroas sobre implantes	Coroas posteriores, pontes (unitárias ou plurais), coroas anteriores (4Y/5Y), facetas	Restaurações provisórias de curta ou longa duração	Inlays, onlays, coroas unitárias	Inlays, onlays, facetas	Infraestruturas de coroas e pontes (ceramo-metálicas) Estruturas para próteses removíveis	Pilares personalizados sobre implantes, implantes dentários, restaurações implanto-suportadas
Técnica CAD/CAM associada	Fresagem CAD/CAM	Fresagem CAD/CAM + cristalização (queima)	Fresagem CAD/CAM ou impressão 3D (aditiva)	Fresagem CAD/CAM ou impressão 3D (SLA, DLP)	Fresagem CAD/CAM	Fresagem CAD/CAM	Fresagem CAD/CAM ou fabricação aditiva (SLS, SLM)	Fresagem CAD/CAM ou fabricação aditiva (SLM)
SLA: Estereolitografia DLP: Processamento Digital de Luz SLS: Sinterização Seletiva a Laser SLM: Fusão Seletiva a Laser								

Reabilitação oral utilizando próteses fixas fabricadas com CAD/CAM.

IV. CAD/CAM E IMPLANTOLOGIA

4.1 Introdução aos implantes e definição

A implantologia ocupa atualmente um lugar central na reabilitação oral moderna, oferecendo a possibilidade de substituir um ou vários dentes ausentes de forma estável e duradoura no tratamento do edentulismo parcial ou total (R. Gupta et al., 2026) .

Um implante dentário é definido como um dispositivo médico destinado a substituir a raiz de um dente ausente, fabricado a partir de materiais biocompatíveis e colocado cirurgicamente no osso maxilar ou mandibular, sob a mucosa. O papel do implante é criar uma base durável destinada a suportar uma prótese dentária, que pode ser unitária (coroa), plural (ponte) como ilustrado na Figura 20, ou completa (prótese implanto-suportada) (Figura 21). O implante, geralmente em titânio ou zircônia, atua como uma verdadeira raiz artificial (Elbanna et al., 2025).

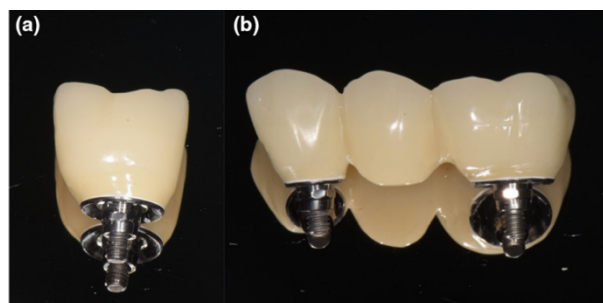


Figura 20 : Reconstruções provisórias implanto-suportadas em PMMA: coroa unitária (a) e prótese fixa pluridentária (b) cimentadas sobre bases de titânio (Strasding et al., 2024).



Figura 21 : Prótese fixa implanto-suportada total monolítica em zircônia (Berzaghi, 2023).

Para além do suporte protético, a implantologia permite também restaurar a função mastigatória e a fonética, bem como restabelecer a estética, contribuindo assim para a melhoria da qualidade de vida e do conforto dos doentes (Manfredini et al., 2024).

O sucesso implantar baseia-se no princípio da osteointegração introduzido por Per-Ingvar Brånemark. Este fenómeno biológico corresponde a uma ligação funcional direta e íntima entre o osso vivo e a superfície do implante, garantindo estabilidade a longo prazo e excelente durabilidade da restauração protética (Guglielmotti et al., 2019).

O implante é geralmente constituído por três elementos fundamentais (Figura 22):

- Implante intraósseo
- Pilar implantar, que assegura a ligação entre o implante e a prótese
- Restauração protética

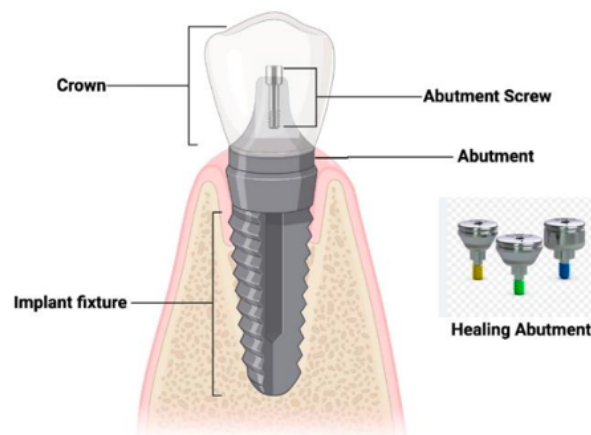


Figura 22 : Componentes de um implante dentário (Elbanna et al., 2025).

Nos últimos anos, a implantologia conheceu uma evolução significativa graças à integração de ferramentas digitais como a CAD/CAM, a impressão 3D e os sistemas de planeamento assistido por inteligência artificial. Estas tecnologias transformaram profundamente o planeamento e a colocação de implantes, permitindo um tratamento mais preciso, rápido, personalizado e

reprodutível, enquanto aumentam o conforto do doente através de impressões digitais menos invasivas (Behara et al., 2025).

Atualmente, os implantes são considerados uma das opções mais fiáveis na reabilitação oral por prótese fixa, com uma taxa de sucesso que pode atingir cerca de 97% aos dez anos (Berzaghi, 2023).

4.2 Aquisição de dados em implantologia

A impressão em implantologia é uma etapa fundamental na confeção de próteses implanto-suportadas. É indispensável para registar com precisão a posição do implante, o seu eixo e as estruturas adjacentes, como os dentes vizinhos ou o periodonto. Esta etapa pode ser realizada através de diferentes métodos, convencionais ou digitais, cada um apresentando princípios, vantagens e limitações distintas (Behara et al., 2025).

4.2.1 Método analógico

O método convencional de moldagem implantar baseia-se na utilização de transferes de impressão e de elastómeros, como silicones ou poliéteres. Existem duas técnicas principais de impressão: a técnica de moldeira aberta e a técnica de moldeira fechada (Riyaz et al., 2025).

A técnica de moldeira aberta (*open tray technique*) é um método em que o transfer de impressão é aparafusado ao implante e incorporado na impressão, sendo desapertado antes da remoção da moldeira. A técnica de moldeira fechada (*closed tray technique*) consiste em deixar o transfer na cavidade oral e, numa segunda etapa, reposicioná-lo na impressão (Ribeiro et al., 2024).

As técnicas analógicas apresentam diversas desvantagens, nomeadamente o risco de deformação dos materiais de impressão, a acumulação de erros ao longo das diferentes etapas clínicas e laboratoriais, bem como um tempo operatório mais prolongado. Com o desenvolvimento das

tecnologias digitais, estes métodos tendem atualmente a ser substituídos pelas impressões digitais (Abad-Coronel et al., 2026). No âmbito desta tese, centrada no fluxo digital, estas técnicas não serão aprofundadas.

4.2.2 Método óptico

4.2.2.1 Os Scanbodies

Os scanbodies (SBs) são ferramentas de digitalização utilizadas em implantologia para transferir com precisão a posição tridimensional e a angulação de um implante através de um scanner intraoral. O SB é fixado diretamente ao implante, permitindo assim fornecer um modelo digital utilizável pelos programas de CAD (conceção assistida por computador). Atua como um referencial espacial que permite ao software identificar com precisão o eixo implantar (Koc Ata et al., 2026).

O protocolo clínico de colocação do SB é rigoroso e deve ser seguido minuciosamente para reduzir erros de transferência (Koc Ata et al., 2026).

Numa primeira fase, o pilar de cicatrização é removido e o alvéolo implantar é cuidadosamente limpo. A limpeza é realizada com ar ou com uma solução como a clorexidina, para eliminar todos os fluidos biológicos (sangue, saliva, restos alimentares) que possam comprometer a impressão (Özal, 2025). O SB pode então ser inserido no implante e aparafusado manualmente. Recomenda-se um torque de aperto entre 10 e 15 Ncm. É importante verificar o ajuste entre o SB e o implante, o que pode ser feito de forma tátil, visual e também com auxílio de radiografia (Koc Ata et al., 2026).

A estratégia de digitalização desempenha um papel determinante na precisão do resultado. Para minimizar erros na montagem de imagens, recomenda-se seguir um protocolo rigoroso de digitalização. Duas técnicas principais são descritas: a técnica em uma etapa e a técnica em duas etapas (Motel et al., 2020).

O método em duas etapas consiste em realizar, inicialmente, um scan da arcada sem o scan body, a fim de registrar o perfil de emergência. Após posicionar o SB na boca, realiza-se um segundo scan, iniciando, idealmente, pelos molares mais próximos do SB e, em seguida, varrendo sucessivamente as faces linguais, oclusais e vestibulares. Esta estratégia implica a sobreposição das imagens dos dois scans obtidos, o que pode originar erros de desalinhamento (Motel et al., 2020).

Por outro lado, a técnica em uma etapa baseia-se na aquisição direta da arcada com o SB. Ela simplifica o protocolo e reduz a etapa de fusão de imagens. Alguns estudos demonstraram que esta técnica permite obter maior precisão e reduzir distorções, limitando os erros associados à sobreposição de imagens digitais. Após verificação, o ficheiro é exportado e enviado ao laboratório (Motel et al., 2020).

A escolha do material é um fator determinante para obter impressões de qualidade. Atualmente, existem vários tipos de scan bodies: SBs monobloco e SBs híbridos. Fala-se de SBs monobloco quando são fabricados a partir de um único material, geralmente titânio ou PEEK. Os SBs híbridos, por sua vez, combinam dois materiais, associando uma base em titânio a um corpo em PEEK (Koc Ata et al., 2026).

O titânio foi durante muito tempo utilizado em impressões implantárias, nomeadamente pela sua elevada resistência ao desgaste e pelas suas propriedades radiopacas, que permitem controlo radiográfico. No entanto, a sua superfície metálica refletora dificulta a aquisição de dados digitais e pode causar imprecisões (Gómez-Polo et al., 2023).

O PEEK tem-se afirmado progressivamente como o *gold standard* na prática clínica corrente. Embora seja menos resistente do que o titânio e não seja radiopaco, apresenta propriedades óticas superiores. A sua superfície mate reduz a reflexão da luz e facilita a aquisição de dados (Gómez-Polo et al., 2023).

Os SBs híbridos permitem assim combinar as vantagens dos dois materiais: a estabilidade e resistência do titânio e o desempenho ótico do PEEK

durante o scan. Vários estudos demonstraram que os SBs em PEEK permitem obter maior precisão digital e reduzir erros de captura em comparação com SBs metálicos (Koc Ata et al., 2026).

Além disso, a utilização de SBs cuja parte superior apresenta geometria assimétrica, com superfícies planas (zona de scan), pode facilitar o reconhecimento pelo software de CAD e melhorar o reposicionamento virtual do implante (Gómez-Polo et al., 2023).

4.2.2.2 Os pilares de cicatrização escaneáveis

Os pilares de cicatrização escaneáveis (*scannable healing abutment* ou s-HA) representam uma evolução importante na cadeia digital em implantologia. Estes dispositivos híbridos, fixados diretamente ao implante desde a fase de cicatrização, desempenham uma dupla função: atuam simultaneamente como um pilar de cicatrização convencional e como um SB. A sua geometria permite transferir com precisão o eixo e a posição espacial do implante para os softwares de CAD (Lee et al., 2026).

No método digital convencional, a impressão requer a remoção do pilar de cicatrização para a colocação de um SB. Estas manipulações podem provocar perturbações nos tecidos peri-implantares. Os s-HA foram desenvolvidos para responder a esta limitação, permitindo a aquisição de dados digitais sem necessidade de desapertar o componente de scan (Lee et al., 2026).

A principal vantagem deste dispositivo é a preservação dos tecidos moles peri-implantares. As conexões e desconexões repetidas podem comprometer a inserção epitélio-conjuntiva e afetar a estabilidade dos tecidos. Ao reduzir estas manipulações, os s-HA contribuem para a manutenção da integridade dos tecidos circundantes e favorecem uma cicatrização ideal (Lee et al., 2026).

Além disso, a simplificação do protocolo de digitalização leva a uma redução do tempo operatório. A ausência de manipulações intraorais (aperto/desaperto do SB) diminui o tempo clínico e permite também uma

digitalização mais rápida, passando de cerca de 130 segundos com SBs convencionais para aproximadamente 70 segundos com s-HA. Esta simplificação melhora o conforto e a experiência do doente, ao reduzir as intervenções intraorais (Gómez-Polo et al., 2025).

Relativamente à precisão, alguns estudos recentes mostram que os s-HA apresentam desempenhos iguais ou até superiores aos SB. Um estudo comparativo em arcada completa demonstrou maior exatidão com os s-HA, com um desvio médio global de $63 \pm \mu\text{m}$, em comparação com $94 \pm 6 \mu\text{m}$ para os scans bodies convencionais. Esta melhoria inclui também uma redução significativa dos desvios lineares (distância entre dois pontos) e angulares (inclinação do implante) (Gómez-Polo et al., 2025).

Por fim, a utilização dos s-HA permite otimizar o processamento de dados. Foi observada uma redução de cerca de 40% no número de fotogramas necessários para a reconstrução digital, diminuindo o volume de dados e facilitando o seu tratamento informático (Gómez-Polo et al., 2025).

Entre estes dispositivos, alguns sistemas ditos “inteligentes”, como o iPhysio, representam uma evolução adicional. Este tipo de pilar integra um sistema de codificação geométrica e visual que permite a identificação automática das características do implante (posição, diâmetro, altura) pelo software. Desta forma, possibilita uma aquisição digital direta sem necessidade de scan body, simplificando ainda mais o fluxo de trabalho digital (Mouhyi et al., 2025).

4.2.2.3 Fotogrametria e estereofotogrametria

Nas reabilitações completas sobre implantes, o sucesso a longo prazo depende do ajuste passivo. Este define-se como um contacto simultâneo e estável entre a estrutura protética e o implante, sem gerar tensões mecânicas antes da aplicação de cargas funcionais (mastigação). O sucesso duradouro da reabilitação baseia-se, em grande parte, neste princípio fundamental (Faria et al., 2025).

Embora um ajuste perfeito seja teoricamente inatingível, considera-se aceitável um desvio entre 10 e 150 μm . Quando este ajuste passivo não é alcançado, podem ser geradas tensões ao nível do implante. Estas tensões podem originar complicações mecânicas, como fraturas ou desaperto dos componentes do implante, bem como complicações biológicas, incluindo reabsorção óssea, peri-implantite ou até falha da osteointegração (Ribeiro et al., 2024).

As técnicas convencionais, assim como as impressões digitais baseadas no uso de SIO e SB, podem apresentar limitações em situações de edentulismo total. Estas limitações estão principalmente relacionadas com erros de manipulação, múltiplas etapas intermédias e a ausência de referências anatómicas estáveis. Neste contexto, a fotogrametria foi desenvolvida como uma alternativa para melhorar a precisão da transferência implantar (Faria et al., 2025).

A fotogrametria é uma técnica de medição tridimensional baseada num sistema de triangulação ativa. Permite determinar com elevada precisão a posição espacial dos implantes através da utilização de marcadores óticos fixados diretamente nos implantes. Os dados são posteriormente integrados num software de CAD para a conceção virtual da prótese e depois transferidos para um software de CAM para a produção das restaurações (Ribeiro et al., 2024).

A estereofotogrametria, ilustrada na Figura 23, é uma versão mais avançada, tornando o processo mais rápido e preciso. Este método calcula as coordenadas tridimensionais dos implantes utilizando duas câmaras estereoscópicas que permitem a aquisição simultânea de imagens por triangulação, um flash infravermelho para eliminar sombras e pilares específicos em forma de “bandeira” aparafusados aos implantes para determinar as suas coordenadas. Existem sistemas como o PICdental que permitem registar diretamente em boca a posição dos implantes (Ribeiro et al., 2024).

Alguns estudos demonstram que estas tecnologias oferecem uma precisão muito elevada, essencial para garantir um ajuste passivo, com desvios

inferiores a 12 μm , superando significativamente os métodos convencionais (Ribeiro et al., 2024).

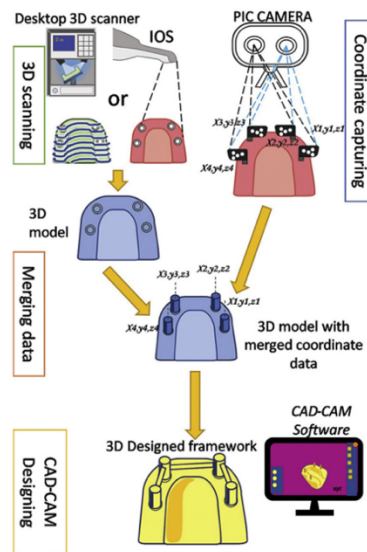


Figura 23 : Ilustração do fluxo de trabalho digital baseado em estereofotogrametria para aquisição tridimensional e concepção CAD/CAM de próteses implanto-suportadas (Hussein, 2023).

No entanto, a fotogrametria apresenta algumas limitações. Este método não constitui um sistema de digitalização completo como um scanner intraoral. Limita-se ao registo da posição espacial dos implantes e não permite captar a arquitetura óssea, os tecidos moles circundantes nem a oclusão. Para obter um modelo digital completo necessário à fabricação de uma prótese implanto-suportada, a fotogrametria deve ser combinada com um scanner intraoral (Fu et al., 2025).

Recentemente, foram desenvolvidos sistemas de fotogrametria intraoral que integram num único dispositivo as funções de scanner intraoral e de fotogrametria. Esta abordagem permite adquirir simultaneamente a posição tridimensional dos implantes e os dados dos tecidos moles, simplificando o fluxo de trabalho digital e reduzindo o tempo necessário para a aquisição dos dados clínicos. A combinação destas duas técnicas permite registar com precisão tanto a posição dos implantes como as superfícies anatómicas dos tecidos moles, essenciais para a confeção da prótese. O ficheiro contendo a posição dos implantes é então fundido com o dos tecidos moles num software de CAD para a concepção final da prótese (Fu et al., 2025).

4.3 As restaurações implanto-suportadas unitárias e múltiplas

4.3.1 Meios de fixação: pilares

O pilar implantar constitui o elemento intermédio entre o implante e a restauração protética. A seleção do pilar representa uma etapa fundamental, condicionando a estabilidade mecânica da prótese através da adequada transmissão das cargas oclusais, bem como a integração biológica dos tecidos moles. O fluxo digital veio transformar os padrões convencionais, permitindo a evolução de pilares pré-fabricados para pilares totalmente personalizados produzidos por CAD/CAM (Strasding et al., 2024).

Durante muitos anos, a escolha recaía sobretudo sobre pilares pré-fabricados, disponíveis em diferentes alturas e angulações, apresentando como principais vantagens a sua fácil disponibilidade e o reduzido custo. Contudo, estes nem sempre permitiam obter um perfil de emergência ideal (Elbanna et al., 2025).

Para ultrapassar estas limitações, o desenvolvimento dos pilares personalizados em CAD/CAM possibilitou uma adaptação mais precisa à anatomia dos tecidos moles circundantes. Desta forma, permitem um melhor controlo do perfil de emergência e favorecem uma integração estética superior, particularmente nas regiões anteriores (Strasding et al., 2024).

Os pilares personalizados podem ser fabricados em titânio ou em zircónia. Os pilares de titânio apresentam excelentes propriedades mecânicas, sendo especialmente indicados para as regiões posteriores sujeitas a elevadas cargas oclusais. Por sua vez, os pilares monolíticos em zircónia oferecem uma melhor integração estética nas zonas anteriores devido à sua cor semelhante à dos dentes naturais. No entanto, apresentam uma resistência mecânica inferior, o que aumenta o risco de fratura (Strasding et al., 2024).

Entre as soluções atualmente disponíveis, os pilares com base de titânio (Ti-base) assumem um papel de destaque. Trata-se de pilares híbridos (Figura 24) que combinam uma base em titânio, responsável pela estabilidade

mecânica, com uma supraestrutura cerâmica, geralmente em zircônia, para otimizar a integração estética. Esta combinação permite conciliar resistência mecânica e exigências estéticas. Uma revisão sistemática recente demonstrou resultados promissores, com uma taxa de sobrevivência estimada de 98,6% um ano após a colocação. Estes sistemas podem assumir a forma de pilares personalizados ou de coroas monolíticas aparafusadas, integradas num fluxo digital completo (Strasding et al., 2024).



Figura 24 : Pilar híbrido e coroa híbrida sobre Ti-base (Strasding et al., 2024).

Por fim, nos casos de restaurações plurais, a utilização de pilares intermédios, como os *Multi-Unit Abutments* (MUA), permite corrigir a angulação dos implantes e facilitar a inserção da prótese. Estes componentes contribuem para uma melhor passividade da infraestrutura e para uma gestão mais previsível das restaurações de múltiplas unidades (Strasding et al., 2024).

A seleção do pilar e do respetivo material depende de vários fatores, nomeadamente da localização do implante (zona anterior ou posterior), das exigências mecânicas previstas e do tipo de restauração a realizar (unitária ou plural) (Strasding et al., 2024).

4.3.2 As próteses unitárias

As restaurações unitárias sobre implantes podem ser realizadas através de dois modos distintos de fixação. Existem coroas aparafusadas, fixadas diretamente ao implante ou a um pilar através de um parafuso, e coroas cimentadas, cimentadas sobre um pilar com recurso a um agente cimentante.

A escolha do tipo de restauração constitui um fator fundamental em implantologia, uma vez que condiciona os resultados biológicos, mecânicos e estéticos a curto e a longo prazo (Fiorillo et al., 2024).

4.3.2.1 As coroas cimentadas

As coroas cimentadas constituem uma restauração unitária fixada sobre um pilar implantar através de um cimento dentário, que pode ser provisório ou definitivo. Este tipo de reabilitação segue um protocolo semelhante ao das próteses fixas dento-suportadas, simplificando os procedimentos clínicos (Fiorillo et al., 2024).

A principal vantagem destas restaurações reside na excelente estética proporcionada pela ausência de um orifício de acesso ao parafuso. A inexistência deste canal permite preservar a anatomia da cerâmica, conferindo um aspeto mais natural e uma superfície oclusal ideal. Por esta razão, constituem uma solução particularmente adequada para a reabilitação de dentes anteriores. Além disso, o espaço destinado ao cimento possibilita compensar pequenas imprecisões e obter um ajuste passivo da restauração (Fiorillo et al., 2024).

Contudo, esta solução apresenta uma importante desvantagem biológica: o risco de excesso de cimento subgengival. Diversos estudos demonstram que a presença de cimento residual não removido, sobretudo quando as margens se encontram em posição subgengival, pode provocar consequências significativas, nomeadamente inflamação crónica dos tecidos moles peri-implantares. A mucosite peri-implantar, caracterizada pela presença de hemorragia à sondagem suave, encontra-se amplamente documentada como uma complicação associada a este tipo de restauração. Por sua vez, a peri-implantite, também relacionada com a presença de cimento residual, manifesta-se por hemorragia, inflamação e supuração à sondagem, conduzindo à perda progressiva do osso de suporte (Neme et al., 2025).

Adicionalmente, quando é necessária a remoção da restauração para reparação ou manutenção, esta pode revelar-se difícil ou até impossível sem provocar a sua fratura. Por outro lado, as coroas cimentadas exigem uma altura protética mínima para assegurar uma retenção mecânica adequada, tornando-se menos indicadas em situações de espaço interoclusal reduzido (Hamed et al., 2020).

Este tipo de restauração está principalmente indicado em reabilitações unitárias com elevadas exigências estéticas, particularmente quando o acesso do parafuso poderia comprometer a morfologia ou a estética da prótese. Pode também constituir uma solução vantajosa para compensar posicionamentos desfavoráveis ou angulações inadequadas dos implantes (Hamed et al., 2020).

4.3.2.2 As coroas aparafusadas

A coroa aparafusada afirmou-se como uma das opções de eleição na reabilitação implantar, sobretudo devido à sua segurança biológica e à facilidade de manutenção. É fixada diretamente ao implante ou a um pilar através de um parafuso protético. Após a sua colocação, o canal de acesso ao parafuso é preenchido com um material restaurador, geralmente resina composta, após a inserção de algodão ou fita de teflon para proteger a cabeça do parafuso (Fiorillo et al., 2024).

A sua principal vantagem reside na previsibilidade da sua removibilidade. Com efeito, o sistema aparafusado permite a remoção da coroa sem danificar a restauração, possibilitando a realização de reparações, a gestão de complicações biológicas e a manutenção protética periódica. Além disso, a ausência total de cimento reduz significativamente o risco de retenção de cimento residual no sulco peri-implantar, minimizando a acumulação de placa bacteriana e a ocorrência de reações inflamatórias dos tecidos moles peri-implantares (Fiorillo et al., 2024).

Contudo, o canal de acesso ao parafuso pode comprometer a estética da restauração quando emerge na face vestibular, particularmente em zonas

anteriores. Adicionalmente, a presença deste canal pode originar uma diminuição da resistência mecânica da cerâmica. Podem igualmente ocorrer complicações técnicas, nomeadamente o desaperto do parafuso protético ou a fratura da cerâmica adjacente ao canal de acesso. Por fim, este tipo de restauração apresenta frequentemente um custo superior devido à necessidade de componentes adicionais, como parafusos protéticos ou mangas de transferência específicas (Hamed et al., 2020).

As coroas aparafusadas estão particularmente indicadas em situações de espaço interoclusal reduzido, embora seja geralmente necessária uma altura mínima de aproximadamente 4 mm para garantir uma adequada execução protética (Hamed et al., 2020).

4.3.3 As próteses plurais

As próteses plurais sobre implantes, mais frequentemente designadas por pontes implanto-suportadas, permitem a reabilitação de edentulismos de pequena a média extensão. Este tipo de prótese é suportado por implantes osteointegrados e pode recorrer aos mesmos métodos de retenção das restaurações unitárias, nomeadamente cimentação ou aparafusamento. Atualmente, a sua conceção é amplamente realizada através de tecnologias CAD/CAM, exigindo um controlo rigoroso da passividade da estrutura protética (Fiorillo et al., 2024).

As pontes implanto-suportadas estão indicadas para a substituição de várias peças dentárias adjacentes. Permitem reduzir o número de implantes necessários, constituindo uma solução vantajosa em determinadas situações anatómicas, como espaços protéticos reduzidos, volume ósseo limitado ou restrições económicas (Fiorillo et al., 2024).

Este tipo de restauração apresenta diversas vantagens. A ponte implanto-suportada possibilita a reabilitação de edentulismos extensos com um número reduzido de implantes. Por exemplo, é possível substituir três ou quatro dentes recorrendo apenas a dois implantes. Esta abordagem contribui para a diminuição

do tempo cirúrgico e do custo global do tratamento para o paciente (Fiorillo et al., 2024).

Contudo, a redução do número de implantes implica uma distribuição das cargas oclusais por um menor número de pilares de suporte. Torna-se, por isso, indispensável uma planificação cuidadosa que considere a extensão da ponte, a posição dos implantes e a sua orientação tridimensional. Uma distribuição inadequada das cargas pode originar complicações mecânicas e biológicas, como o desaperto dos parafusos protéticos, a fratura da estrutura protética ou a perda óssea peri-implantar (Berzaghi et al., 2025).

Além disso, estas restaurações apresentam algumas limitações. A higiene oral pode tornar-se mais complexa devido à presença dos pânticos, exigindo uma adequada motivação e instrução do paciente relativamente aos cuidados de higiene oral. Adicionalmente, caso ocorra uma complicação associada a um dos implantes de suporte, toda a reabilitação poderá ficar comprometida (Berzaghi et al., 2025).

Assim, a escolha de uma ponte implanto-suportada deve basear-se numa avaliação clínica e protética aprofundada, de forma a garantir a estabilidade biomecânica e o sucesso da reabilitação a longo prazo (Berzaghi et al., 2025).

4.3.4 Os materiais da supraestrutura

Os materiais utilizados nas restaurações unitárias e plurais implanto-suportadas seguem, de forma geral, os mesmos princípios aplicados às próteses fixas dento-suportadas produzidas através de fluxos digitais CAD/CAM (Strasding et al., 2024).

As cerâmicas vítreas, como o dissilicato de lítio, são utilizadas principalmente em restaurações unitárias. Estes materiais apresentam excelentes propriedades estéticas devido à sua elevada translucidez e capacidade de mimetização dos dentes naturais. No entanto, a sua resistência mecânica mais limitada restringe a sua utilização em restaurações plurais de maior extensão (Strasding et al., 2024).

A zircónia constitui atualmente um dos materiais de eleição em implantologia, particularmente nas restaurações plurais. As suas elevadas propriedades mecânicas permitem a sua utilização em pontes implanto-suportadas, mesmo em zonas sujeitas a cargas oclusais significativas. As restaurações monolíticas em zircónia tendem a ser privilegiadas, sobretudo nos setores posteriores, uma vez que reduzem o risco de complicações mecânicas, como a fratura da cerâmica de recobrimento, mantendo simultaneamente resultados estéticos satisfatórios (Strasding et al., 2024).

Assim, embora os materiais utilizados sejam globalmente semelhantes aos empregados na prótese fixa dento-suportada, as suas indicações e a sua aplicação clínica variam em função das exigências biomecânicas e estéticas específicas do contexto implantar (Figura 25) (Strasding et al., 2024).

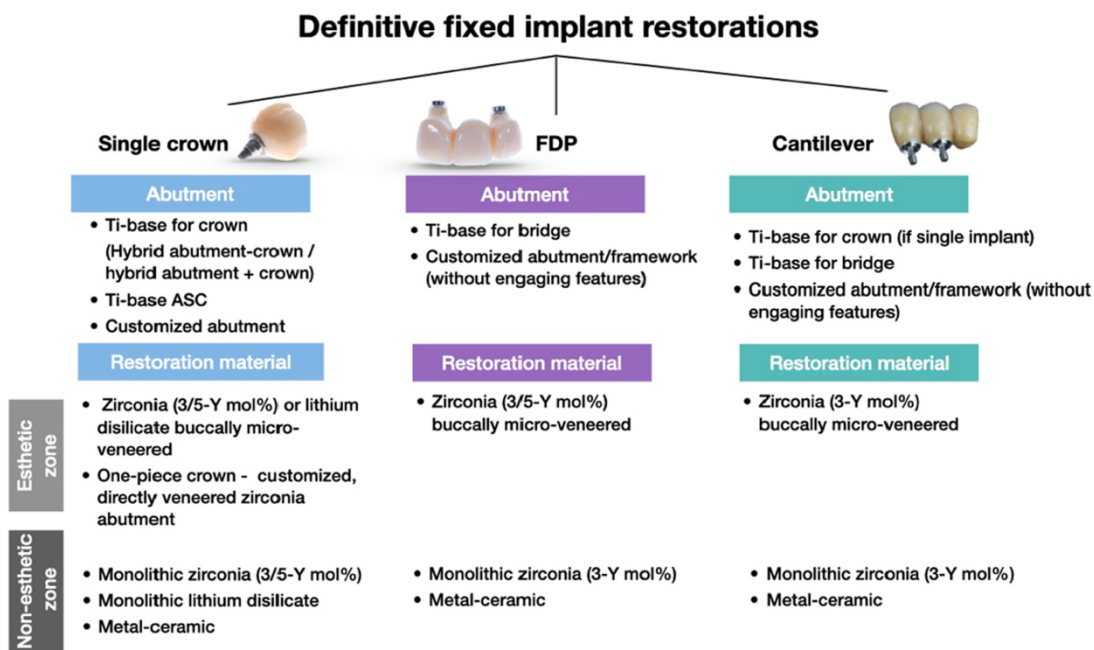


Figura 25 : Seleção de pilares e materiais para restaurações implanto-suportadas (Strasding et al., 2024).

4.4 Os materiais para próteses implanto-suportadas

O sucesso a longo prazo das reabilitações completas sobre implantes depende de um planeamento rigoroso. A escolha dos materiais é uma parte essencial desse sucesso, nomeadamente pela sua capacidade de suportar as

cargas oclusais e preservar os tecidos peri-implantares. De forma geral, os materiais dividem-se em dois grandes grupos: aqueles destinados à reabilitação provisória, utilizados como solução de transição, e aqueles destinados à reabilitação definitiva, selecionados pela sua estabilidade a longo prazo e pelas suas propriedades mecânicas (Ionescu et al., 2022).

É importante distinguir duas partes fundamentais de uma prótese implanto-suportada (Figura 26) : a infraestrutura, responsável pela rigidez e pela transmissão das forças, e a supraestrutura, que corresponde ao revestimento, incluindo dentes e gengiva, assegurando a função estética e funcional da prótese (Ionescu et al., 2022).

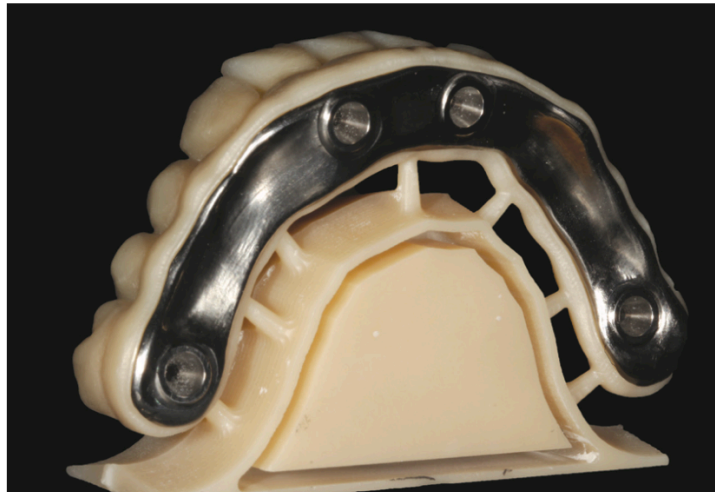


Figura 26 : Supraestrutura em zircônia sobre infraestrutura em titânio (Berzaghi, 2023).

4.4.1 As ligas metálicas

As ligas metálicas constituem, há muito tempo, o *gold standard* em implantologia. Entre elas, destacam-se as ligas de ouro (Au-Pd), cromo-cobalto (Cr-Co) e prata-paládio (Ag-Pd). Estas ligas são utilizadas exclusivamente como infraestrutura, mesmo em espaços muito reduzidos, formando o esqueleto interno das próteses implanto-suportadas. Posteriormente, são recobertas com resina, compósito ou cerâmica para constituir a parte dos dentes e da gengiva (Delucchi et al., 2021).

A sua principal vantagem reside na elevada rigidez, que permite uma distribuição uniforme das cargas oclusais, evitando remodelações ósseas invasivas (Delucchi et al., 2021).

No entanto, estas ligas apresentam algumas limitações. Embora a liga Ag-Pd represente a alternativa mais económica, os seus custos continuam relativamente elevados. Além disso, estes materiais apresentam risco de corrosão galvânica, podendo induzir reações alérgicas (Ionescu et al., 2022). Por outro lado, a sua estética pouco favorável torna obrigatória a utilização de materiais de revestimento e apresentam uma afinidade adesiva muito limitada com a resina acrílica, o que pode levar ao lascamento ou descolamento (*chipping*) da supraestrutura da prótese, causando desconforto ao doente (Delucchi et al., 2021).

Estes materiais continuam a ser principalmente indicados em próteses definitivas, sobretudo quando as exigências mecânicas são elevadas.

4.4.2 O titânio

O titânio é atualmente a principal alternativa em implantologia, graças à sua excelente biocompatibilidade e elevada resistência à corrosão. Constitui uma infraestrutura sobre a qual são fixados dentes em PMMA, compósito ou cerâmica, bem como uma gengiva em resina ou compósito (Delucchi et al., 2021).

A sua introdução nos processos de fabrico por fresagem CAD/CAM permite obter um ajuste passivo de elevada precisão, reduzindo assim as tensões e cargas mecânicas exercidas sobre os implantes (Delucchi et al., 2021).

O titânio é hoje amplamente utilizado em infraestruturas definitivas, apresentando uma taxa de sucesso entre 92% e 100%. Pode também ser utilizado em próteses provisórias de longa duração (Delucchi et al., 2021).

4.4.3 A zircónia

A zircónia, especialmente na sua forma estabilizada com ítrio (3Y-TZP), representa um avanço significativo nas restaurações implanto-suportadas. Pode ser utilizada como infraestrutura isolada, posteriormente recoberta com cerâmica estratificada, ou como material completo, desempenhando simultaneamente o papel de infraestrutura, dentes e, por vezes, gengiva (Berzaghi, 2023).

É particularmente reconhecida pelas suas excelentes propriedades estéticas, reproduzindo de forma muito fiel o aspeto dos dentes naturais. Apresenta também elevada biocompatibilidade e boa integração com os tecidos moles. Além disso, favorece a redução da acumulação de placa bacteriana em comparação com materiais metálicos (Berzaghi, 2023).

No entanto, apresenta algumas limitações. A zircónia possui um peso relativamente elevado e apresenta dificuldades de ajuste após a sua fabricação. Requer também um investimento inicial mais elevado. Por fim, as restaurações estratificadas, embora mais estéticas, podem ser mais frágeis, com risco de lascamento (*chipping*). Este risco pode ser reduzido com o uso de zircónia monolítica (Delucchi et al., 2021).

É principalmente indicada para restaurações definitivas com elevadas exigências estéticas (Figura 27) (Berzaghi, 2023).



Figura 27 : Supraestrutura monolítica em zircónia para reabilitação fixa implanto-suportada maxilar total (Froimovici et al., 2024).

4.4.4 O polimetilmetacrilato

O polimetilmetacrilato (PMMA) ocupa um papel central nas restaurações provisórias em implantologia. Este material atua como supraestrutura, sendo utilizado para dentes protéticos e gengiva artificial (Figura 28). Geralmente, é fixado a uma infraestrutura em metal, titânio ou polímero. Permite avaliar a fonética e a estética do doente antes da fase definitiva do tratamento (Ionescu et al., 2022).

O PMMA tem a capacidade de absorver as cargas oclusais, protegendo a interface osso-implante durante a cicatrização. Quando fabricado por CAD/CAM, apresenta uma boa estabilidade a longo prazo (Ionescu et al., 2022).

Contudo, apresenta algumas limitações relacionadas com a sua composição química. Estudos demonstraram que monómeros residuais podem ser libertados na saliva, reagindo com os tecidos orais. A nível celular, estes monómeros podem difundir-se através da dentina, provocando stress oxidativo e podendo levar à apoptose de células da polpa e fibroblastos gengivais (Ionescu et al., 2022).

Para reduzir esta toxicidade, podem ser realizados tratamentos de superfície com antioxidantes, como a N-acetilcisteína (NAC), protegendo o material sem comprometer as suas propriedades mecânicas (Ionescu et al., 2022).

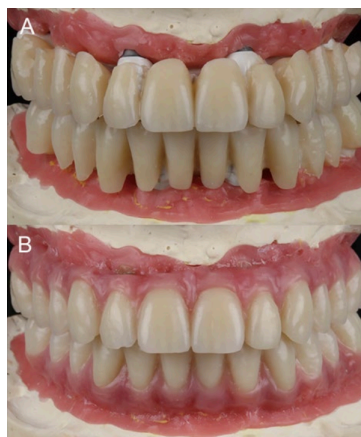


Figura 28 : (A) Facetas em PMMA cimentadas sobre infraestrutura em PEEK e (B) caracterização gengival com resina composta rosa da prótese implanto-suportada(Wang et al., 2022).

4.4.5 O poliéter éter cetona

O PEEK é um polímero termoplástico de alto desempenho que se tem afirmado como uma alternativa relevante aos metais nas infraestruturas (Figura 29). Posteriormente, é recoberto com dentes e gengiva em resina ou compósito (Ionescu et al., 2022).

Apresenta diversas vantagens, destacando-se o seu módulo de elasticidade (cerca de 4 GPa), relativamente próximo do osso cortical humano (cerca de 14 GPa), mais do que o titânio ou a zircónia. Esta proximidade permite absorver impactos e reduzir o risco de sobrecarga mecânica (*stress shielding*), promovendo uma distribuição mais fisiológica das forças na interface osso-implante (Ionescu et al., 2022).

Contudo, apresenta baixa bioinércia, o que pode retardar o processo de osteointegração, essencial para o sucesso a longo prazo dos implantes. Para contornar esta limitação, alguns estudos indicam que a incorporação de nanoestruturas de hidroxiapatite ou óxido de zinco pode melhorar as suas propriedades osteocondutoras e antibacterianas (Ionescu et al., 2022).

O PEEK situa-se entre material provisório de longa duração e material definitivo. É amplamente utilizado em implantologia (pilares, pilares temporários, pilares de cicatrização personalizados, tampas de cicatrização e implantes), sendo uma excelente alternativa para doentes com alergia a metais (Ionescu et al., 2022).



Figura 29 : Vista tecidual da infraestrutura definitiva total em PEEK (Wang et al., 2022).

4.4.6 O compósito reforçado com fibras de carbono

Os compósitos reforçados com fibras de carbono representam uma alternativa moderna aos metais pesados. São constituídos por uma matriz polimérica reforçada com fibras (Figura 30), proporcionando uma resistência elevada, comparável às ligas metálicas, mas com um peso significativamente inferior (Delucchi et al., 2021).

Destacam-se pela sua excelente resistência à fadiga sob cargas repetidas. Além disso, apresentam propriedades adesivas favoráveis, tornando-os uma solução eficaz para suportar materiais de revestimento e reduzir o risco de lascamento, um problema comum noutros materiais (Delucchi et al., 2021).

Contudo, a sua utilização permanece ainda limitada na prática clínica, sendo necessários mais estudos para validar o seu desempenho. Pode ser particularmente indicado em situações de carga imediata (Delucchi et al., 2021).



Figura 30 : Infraestrutura em fibra de carbono (Pera et al., 2017).

Em conclusão, a escolha dos materiais utilizados nas próteses implanto-suportadas constitui uma etapa determinante para o sucesso da reabilitação a longo prazo. Cada material apresenta vantagens e limitações específicas em termos de propriedades mecânicas, comportamento biológico, estética, durabilidade e custo. Assim, não existe um material universalmente superior, devendo a sua seleção ser adaptada às características clínicas de cada doente, às exigências funcionais da reabilitação e aos objetivos estéticos pretendidos.

Atualmente, o titânio e a zircónia permanecem entre os materiais mais utilizados para reabilitações definitivas devido ao seu elevado nível de evidência científica e previsibilidade clínica.

Paralelamente, materiais como o PEEK e os compósitos reforçados com fibras de carbono surgem como alternativas promissoras, beneficiando dos avanços dos fluxos digitais de CAD/CAM e da investigação em biomateriais.

A compreensão das propriedades e indicações de cada material permite, assim, otimizar a conceção protética, reduzir o risco de complicações mecânicas e biológicas e contribuir para a longevidade das reabilitações implanto-suportadas.

V. CONCLUSÃO

A reabilitação oral com recurso às tecnologias de CAD/CAM representa uma das evoluções mais significativas da Medicina Dentária nas últimas décadas. Inicialmente desenvolvidas para simplificar determinadas etapas laboratoriais, estas tecnologias transformaram progressivamente a forma de planejar, conceber e fabricar restaurações protéticas, permitindo a implementação de fluxos de trabalho cada vez mais digitais, integrados e previsíveis.

Ao longo desta revisão narrativa, foi possível demonstrar que a digitalização abrange atualmente todas as etapas da reabilitação oral, desde a aquisição de dados clínicos através de scanners intraorais, passando pela conceção virtual das restaurações, até ao seu fabrico por técnicas subtrativas ou aditivas. Esta evolução permitiu melhorar a precisão dos procedimentos, otimizar a comunicação entre o médico dentista e o laboratório, reduzir determinadas fontes de erro associadas aos métodos convencionais e proporcionar uma experiência mais confortável para o doente.

Relativamente aos biomateriais, a evolução das cerâmicas, da zircónia, dos compósitos híbridos e dos polímeros de elevado desempenho, incluindo materiais emergentes como o PEEK e o compósito reforçado com fibras de carbono, permitiu alargar as opções terapêuticas disponíveis, respondendo simultaneamente às exigências funcionais, biomecânicas e estéticas da reabilitação oral moderna. No entanto, a seleção do material deve continuar a basear-se nas características específicas de cada situação clínica, não existindo uma solução universal aplicável a todos os casos.

Na área da implantologia, a digitalização introduziu avanços particularmente relevantes. A utilização de scanbodies, pilares de cicatrização escaneáveis, sistemas de fotogrametria e estereofotogrametria, bem como a integração destes dados nos fluxos CAD/CAM, permitiu aumentar a precisão da transferência implantar e melhorar a previsibilidade das reabilitações implanto-suportadas. Estas tecnologias assumem especial importância em reabilitações extensas, onde o ajuste passivo continua a ser um dos fatores determinantes para o sucesso clínico a longo prazo.

Apesar das inúmeras vantagens associadas ao fluxo digital, persistem alguns desafios. O investimento inicial necessário para a aquisição dos equipamentos, os custos de atualização tecnológica, a curva de aprendizagem dos softwares e a necessidade de formação contínua continuam a representar obstáculos à sua implementação universal.

Por fim, a evolução constante das tecnologias digitais e da inteligência artificial permite prever que a Medicina Dentária continuará a evoluir para tratamentos cada vez mais precisos, personalizados e eficazes.

Em conclusão, as tecnologias CAD/CAM afirmam-se atualmente como um elemento indispensável da reabilitação oral fixa, tanto em dentes naturais como em implantes. Mais do que uma simples inovação tecnológica, representam uma verdadeira mudança de paradigma na forma de planejar e executar tratamentos protéticos. Ao associarem precisão, eficiência, estética e preservação biológica, estas tecnologias contribuem para uma Medicina Dentária mais previsível, minimamente invasiva e centrada no doente, assumindo um papel fundamental no presente e no futuro da reabilitação oral.

VI. BIBLIOGRAFIA

- Abad-Coronel, C., Ruiz, D., Quelal, M. Á., Estrada, D., Mena Córdova, N., & Aliaga, P. (2026). Comparative Evaluation of Conventional and Digital Workflow Impressions for Implant-Supported Restorations. *Dentistry Journal*, 14(2). <https://doi.org/10.3390/dj14020120>
- Abdelfattah, M. Y., Al Humayyani, N., Alwthinani, F. K., Alzahrani, A. H., Alotaibi, A. O., Yousef, M., Sayed Ahmed, A., & Ali, A. (2024). In vitro evaluation of the mechanical and optical properties of 3D printed vs CAD/CAM milled denture teeth materials. *Saudi Dental Journal*, 36(9), 1227–1232. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2024.07.004>
- Abdulrahman, S., Von See Mahm, C., Talabani, R., & Abdulateef, D. (2021). Evaluation of the clinical success of four different types of lithium disilicate ceramic restorations: a retrospective study. *BMC Oral Health*, 21(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-021-01987-1>
- Abduo, J., & Rasaie, V. (2025). Digital Workflows in Prosthodontics. In *Australian Dental Journal* (Vol. 70, Number S1, pp. S146–S158). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/adj.70005>
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M., & Kotiranta, U. (2018). Digital Versus Conventional Impressions in Fixed Prosthodontics: A Review. In *Journal of Prosthodontics* (Vol. 27, Number 1, pp. 35–41). Blackwell Publishing Inc. <https://doi.org/10.1111/jopr.12527>
- Ahmed, S., Hawsah, A., Rustom, R., Alamri, A., Althomairy, S., Alenezi, M., Shaker, S., Alrawsaa, F., Althumairy, A., & Alteraigi, A. (2024). Digital Impressions Versus Conventional Impressions in Prosthodontics: A Systematic Review. *Cureus*. <https://doi.org/10.7759/cureus.51537>
- Alyahya, Y. (2024). A narrative review of minimally invasive techniques in restorative dentistry. In *Saudi Dental Journal* (Vol. 36, Number 2, pp. 228–233). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.sdentj.2023.11.005>
- Asiri, A. A., Yousef, M., Alfaqih, A., Alkhathami, A., & Alkhathami, H. (2024). Al-Qunfudhah General Hospital.17AA0025021. 2 Specialist-Dental Technology.Al-Qunfudhah General Hospital.18AA0005662. 3 Dental technologist .King fahad hospital-jeddah. In *Technology*. www.VERjournal.com
- Aswal, G. S., Rawat, R., Rafeek, R., Dwivedi, D., Prabhakar, N., & Gupta, M. M. (2025). Additive Zirconia in Dentistry: Techniques, Trends, and Future Perspectives. In *BioMed Research International* (Vol. 2025, Number 1). John Wiley and Sons Ltd. <https://doi.org/10.1155/bmri/6602281>

- Aziz, A., & El-Mowafy, O. (2023). Six-year clinical performance of lithium disilicate glass-ceramic CAD-CAM versus metal-ceramic crowns Ahmed. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 15(1), 44–54. <https://doi.org/10.4047/jap.2023.15.1.44>
- Aziz, A., El-Mowafy, O., & Paredes, S. (2020). Clinical outcomes of lithium disilicate glass-ceramic crowns fabricated with cad/cam technology: A systematic review. In *Dental and Medical Problems* (Vol. 57, Number 2, pp. 197–206). Wroclaw Medical University. <https://doi.org/10.17219/dmp/115522>
- Baradee, A. A., & Spies, B. C. (2025). Are Conventional Impressions Obsolete? A Narrative Review on the Applicability of Intraoral Scanners. In *Australian Dental Journal* (Vol. 70, Number S1, pp. S93–S104). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/adj.70015>
- Behara, S. S. P., Kumar M V, S., Kakarlapudi, A. D., KaumudhiKalla, Gontu, S., & Mayadevi. (2025). Digital impressions in implant dentistry: Revolutionizing accuracy, comfort, and efficiency. *IP Annals of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 11(2), 115–118. <https://doi.org/10.18231/j.aprd.2025.023>
- Bernauer, S. A., Zitzmann, N. U., & Joda, T. (2023). The Complete Digital Workflow in Fixed Prosthodontics Updated: A Systematic Review. In *Healthcare (Switzerland)* (Vol. 11, Number 5). MDPI. <https://doi.org/10.3390/healthcare11050679>
- Berzaghi, A. (2023). Modern concepts in Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses (IFCDPs): from traditional solutions to current monolithic zirconia restorations. Concise review. *Annali Di Stomatologia*, 14(2), 7. <https://doi.org/10.59987/ads/2023.2.7-11>
- Berzaghi, A., Testori, T., Scaini, R., & Bortolini, S. (2025). Occlusion and Biomechanical Risk Factors in Implant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prostheses—Narrative Review. In *Journal of Personalized Medicine* (Vol. 15, Number 2). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/jpm15020065>
- Çakmak, G., Cuellar, A. R., Donmez, M. B., Schimmel, M., Abou-Ayash, S., Lu, W. E., & Yilmaz, B. (2021). Effect of printing layer thickness on the trueness and margin quality of 3d-printed interim dental crowns. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(19). <https://doi.org/10.3390/app11199246>
- Caussin, E., Moussally, C., Le Goff, S., Fasham, T., Troizier-Cheyne, M., Tapie, L., Dursun, E., Attal, J. P., & François, P. (2024). Vat Photopolymerization 3D Printing in Dentistry: A Comprehensive Review of Actual Popular Technologies. In *Materials* (Vol. 17, Number 4). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/ma17040950>

- Chen, D., Yu, M. Q., Li, Q. J., He, X., Liu, F., & Shen, J. F. (2024). Precise tooth design using deep learning-based templates. *Journal of Dentistry*, 144. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.104971>
- Chen, Y., Zhai, Z., Li, H., Yamada, S., Matsuoka, T., Ono, S., & Nakano, T. (2022). Influence of Liquid on the Tooth Surface on the Accuracy of Intraoral Scanners: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 31(1), 59–64. <https://doi.org/10.1111/jopr.13358>
- Holban, C. C., Tatarciuc, M., Vitalariu, A. M., Vasluianu, R. I., Antohe, M., Diaconu, D. A., Stamatina, O., & Dima, A. M. (2025). Three-Dimensional Printing and CAD/CAM Milling in Prosthodontics: A Scoping Review of Key Metrics Towards Future Perspectives. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 14, Number 14). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/jcm14144837>
- Daher, R., Ardu, S., di Bella, E., Krejci, I., & Duc, O. (2024). Efficiency of 3D printed composite resin restorations compared with subtractive materials: Evaluation of fatigue behavior, cost, and time of production. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(5), 943–950. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.08.001>
- Delucchi, F., De Giovanni, E., Pesce, P., Bagnasco, F., Pera, F., Baldi, D., & Menini, M. (2021). Framework materials for full-arch implant-supported rehabilitations: A systematic review of clinical studies. *Materials*, 14(12). <https://doi.org/10.3390/ma14123251>
- Dhull, K. S., Nagar, R., Mathur, P., Shil, M., Jain, S., Dureha, R., & Kapoor, A. (2024). Intraoral Scanners: Mechanism, Applications, Advantages, and Limitations. In *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences* (Vol. 16, pp. S1929–S1931). Wolters Kluwer Medknow Publications. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_1299_23
- Dimova-Gabrovska, M., Stamenova, M., Shopova, D., & Yankova, M. (2023). *The Modern Digital Intraoral Scanning Systems A Review*.
- Elbanna, Dr. L., Bokhari, Dr. S. A., Panjwani, Dr. M., Mahrukh, Dr., Hanumanthu, Dr. R., Madireddi, Dr. P., & Singh, Dr. S. (2025). Fundamentals of Dental Implantology: A Comprehensive Review. *Saudi Journal of Oral and Dental Research*, 11(08), 308–315. <https://doi.org/10.36348/sjodr.2025.v10i08.001>
- Fages, M., Margerit, J., & Raynal, J. (2008). La CFAO directe aujourd'hui principes généraux. *L'information Dentaire*, n°38.
- Fan, J., Xu, Y., Si, L., Li, X., Fu, B., & Hannig, M. (2021). Long-term Clinical Performance of Composite Resin or Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays:

- A Systematic Review and Meta-analysis. *Operative Dentistry*, 46(1), 25–44. <https://doi.org/10.2341/19-107-LIT>
- Faria, J. C., Sampaio-Fernandes, M. A., Oliveira, S. J., Malheiro, R., Sampaio-Fernandes, J. C., & Figueiral, M. H. (2025). Precision of Photogrammetry and Intraoral Scanning in Full-Arch Implant Rehabilitation: An In Vitro Comparative Study. *Applied Sciences (Switzerland)*, 15(3). <https://doi.org/10.3390/app15031388>
- Fathy, H., Hamama, H. H., El-Wassefy, N., & Mahmoud, S. H. (2022). Clinical performance of resin-matrix ceramic partial coverage restorations: a systematic review. In *Clinical Oral Investigations* (Vol. 26, Number 5, pp. 3807–3822). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1007/s00784-022-04449-2>
- Fiorillo, L., D'Amico, C., Ronsivalle, V., Cicciù, M., & Cervino, G. (2024). Single Dental Implant Restoration: Cemented or Screw-Retained? A Systematic Review of Multi-Factor Randomized Clinical Trials. In *Prosthesis* (Vol. 6, Number 4, pp. 871–886). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/prosthesis6040063>
- Fons, A., Rubén, A., & M^a Fernanda, S. (2021). *Prostodoncia fija. Fundamentos y procedimientos clínicos* (1st ed.).
- François Duret; Jean-Louis Blouin; Bernard Duret. (1988). CAD-CAM in dentistry. *JADA*.
- Froimovici, F. O., Butnărașu, C. C., Montanari, M., & Săndulescu, M. (2024). Fixed Full-Arch Implant-Supported Restorations: Techniques Review and Proposal for Improvement. In *Dentistry Journal* (Vol. 12, Number 12). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/dj12120408>
- Fu, X. J., Cai, Z. Z., Shi, J. Y., Qiao, S. C., Tonetti, M. S., Lai, H. C., & Liu, B. L. (2025). Accuracy of a Novel Intraoral Photogrammetry Technique for Complete-Arch Implant Impressions: An In Vitro Study. *Clinical Oral Implants Research*, 36(8), 991–999. <https://doi.org/10.1111/clr.14445>
- Gimotty M. (2022, March 17). *CEREC Software 5 Step Design Workflow* [Video recording].
- Gómez, M. M., Guerrero Torres, M., Villarreal-Archila, S. M., & Núñez Rodríguez, J. (2025). Assessing the Impact of Additive Manufacturing on Dental Clinical Workflows: A Process-Oriented Approach. *Journal of Composites Science*, 9(11). <https://doi.org/10.3390/jcs9110579>
- Gómez-Polo, M., Cascos, R., Ortega, R., Barmak, A. B., & Revilla-León, M. (2025). *Complete arch implant scans with standard scan bodies versus*

scannable healing abutments on scanning accuracy, scanning time, and number of photograms: A comparative clinical study.

- Gómez-Polo, M., Donmez, M. B., Çakmak, G., Yilmaz, B., & Revilla-León, M. (2023). Influence of implant scan body design (height, diameter, geometry, material, and retention system) on intraoral scanning accuracy: A systematic review. *Journal of Prosthodontics*, 32, 165–180. <https://doi.org/10.1111/jopr.13774>
- González, A., Monzón, M., Paz, R., Suárez, L., García, J., Bordón, P., & Ortega, Z. (2025). The evolution of digital technologies in dentistry: Latest updates, challenges and barriers. *Open Research Europe*, 5, 276. <https://doi.org/10.12688/openreseurope.21242.1>
- Guglielmotti, M. B., Olmedo, D. G., & Cabrini, R. L. (2019). Research on implants and osseointegration. In *Periodontology 2000* (Vol. 79, Number 1, pp. 178–189). Blackwell Munksgaard. <https://doi.org/10.1111/prd.12254>
- Gupta, A., Kumar, N., & Singh, K. (2021). *CAD CAM - Uma Revolução na Prostodontia*. Scienca Scripts.
- Gupta, R., Gupta, N., & Weber, D. K. K. (2026). *Dental Implants*.
- Hamed, M. T., Mously, H. A., Alamoudi, S. K., Hashem, A. B. H., & Naguib, G. H. (2020). A systematic review of screw versus cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 12, 9–16. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S231070>
- Hassan, R. S., & Hanoon, Z. A. (2026). Clinical Advantages and Negative Consequences of Dental Veneers: A Review. *International Journal of Medical Science and Dental Health*, 12(02), 45–50. <https://doi.org/10.55640/ijmsdh-12-02-06>
- Hassanpour, M., Narongdej, P., Alterman, N., Moghtadernejad, S., & Barjasteh, E. (2024). Effects of Post-Processing Parameters on 3D-Printed Dental Appliances: A Review. In *Polymers* (Vol. 16, Number 19). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/polym16192795>
- Hesse, H., & Özcan, M. (2021). A review on current additive manufacturing technologies and materials used for fabrication of metal-ceramic fixed dental prosthesis. In *Journal of Adhesion Science and Technology* (Vol. 35, Number 23, pp. 2529–2546). Taylor and Francis Ltd. <https://doi.org/10.1080/01694243.2021.1899699>
- Hoque, M. E., Showva, N. N., Ahmed, M., Rashid, A. Bin, Sadique, S. E., El-Bialy, T., & Xu, H. (2022). Titanium and titanium alloys in dentistry: current trends, recent developments, and future prospects. In *Heliyon* (Vol. 8, Number 11). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11300>

- Hussein, M. O. (2023). Photogrammetry technology in implant dentistry: A systematic review. In *Journal of Prosthetic Dentistry* (Vol. 130, Number 3, pp. 318–326). Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.09.015>
- Ille, C. E., Jivănescu, A., Pop, D., Stoica, E. T., Flueras, R., Talpoș-Niculescu, I. C., Cosoroabă, R. M., Popovici, R. A., & Olariu, I. (2025). Exploring the Properties and Indications of Chairside CAD/CAM Materials in Restorative Dentistry. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 16, Number 2). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/jfb16020046>
- Ionescu, R. N., Totan, A. R., Imre, M. M., Țâncu, A. M. C., Pantea, M., Butucescu, M., & Farcașiu, A. T. (2022). Prosthetic Materials Used for Implant-Supported Restorations and Their Biochemical Oral Interactions: A Narrative Review. In *Materials* (Vol. 15, Number 3). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15031016>
- Kirsch, C., Ender, A., Attin, T., & Mehl, A. (2017). Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clinical Oral Investigations*, 21(2), 551–558. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1916-y>
- Koc Ata, B., Sen, D., Ozer, F., & Blatz, M. (2026). Effect of Sterilization and Repeated Use on the Deviations of PEEK and Titanium Monoblock Scanbodies. *Acta Stomatologica Croatica*, 60(1), 43–57. <https://doi.org/10.15644/asc60/1/3>
- Lecocq, G. (2016). Digital impression-taking: Fundamentals and benefits in orthodontics. *International Orthodontics*, 14(2), 184–194. <https://doi.org/10.1016/j.ortho.2016.03.003>
- Lee, H. N., Park, Y. K., Shim, J. S., & Lee, J. Y. (2026). Impact of Scannable Healing Abutment Type on the Accuracy of Implant Impression. *BioMed Research International*, 2026(1). <https://doi.org/10.1155/bmri/1061741>
- Manfredini, M., Pellegrini, M., Rigoni, M., Veronesi, V., Beretta, M., Maiorana, C., & Poli, P. P. (2024). Oral health-related quality of life in implant-supported rehabilitations: a prospective single-center observational cohort study. *BMC Oral Health*, 24(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-024-04265-y>
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G., & Logozzo, S. (2017). Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. *BMC Oral Health*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12903-017-0442-x>
- Marchesi, G., Piloni, A. C., Nicolin, V., Turco, G., & Di Lenarda, R. (2021). Chairside cad/cam materials: Current trends of clinical uses. In *Biology* (Vol. 10, Number 11). MDPI. <https://doi.org/10.3390/biology10111170>

- Bilgin, M. S., Ebru Nur Baytaroglu, Ali Erdem, & Erhan Dilber. (2016). *A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication*. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.178304>
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. In *Dental Materials Journal* (Vol. 28, Number 1).
- Mogliani, E., Dal Carlo, L., Shulman, M., Pasqualini, M., Rossi, F., Cosma, C., Lico, F., & Diotallevi, P. (2018). Presidente ARASS (Associazione per la Ricerca e le Attività Sociali in Stomatologia) Association for Research and Social Activity in Stoma-tology Rome Italy 2 Medico odontoiatra 3 Medico radiologo Intra-oral scanning and CAD/CAM prosthesis fabrication Intra-oral scanning and CAD/CAM prosthesis fabrication. In *Annali di Stomatologia: IX* (Number 4).
- Moon, J. M., Jeong, C. S., Lee, H. J., Bae, J. M., Choi, E. J., Kim, S. T., Park, Y. B., & Oh, S. H. (2022). A Comparative Study of Additive and Subtractive Manufacturing Techniques for a Zirconia Dental Product: An Analysis of the Manufacturing Accuracy and the Bond Strength of Porcelain to Zirconia. *Materials*, 15(15). <https://doi.org/10.3390/ma15155398>
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *JADA*, 137.
- Motel, C., Kirchner, E., Adler, W., Wichmann, M., & Matta, R. E. (2020). Impact of Different Scan Bodies and Scan Strategies on the Accuracy of Digital Implant Impressions Assessed with an Intraoral Scanner: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*, 29(4), 309–314. <https://doi.org/10.1111/jopr.13131>
- Mouhyi, J., Salama, M., Mouhyi, A., Lerner, H., Margiani, B., & Mangano, C. (2025). A novel coded healing abutment for a simplified digital workflow: A retrospective clinical study on 103 patients with a one year follow-up. *Journal of Dentistry*, 152. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2024.105465>
- Mourouzis, P., Dionysopoulos, D., Gogos, C., & Tolidis, K. (2024). Beyond the surface: A comparative study of intraoral scanners in subgingival configuration scanning. *Dental Materials*, 40(8), 1184–1190. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2024.06.004>
- Neme, I., Dos Reis, R., Fukuoka, G. L., Nagay, B. E., Mendes Pannuti, C., Spin-Neto, R., & Freitas Da Silva, E. V. (2025). *Incidence of peri-implant disease associated with cement-and screw-retained implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis*. <http://www.opengrey.eu>
- Noè, G., Toffoli, A., Bonfiglioli, R., Foce, E., Bianchi, E., Macaluso, G. M., & Manfredi, E. (2023). Emergence Profile Creation with CAD Technology on

- Vertical Edgeless Preparation (VEP). *Prosthesis*, 5(4), 1369–1381.
<https://doi.org/10.3390/prosthesis5040094>
- Özal, Ç. (2025). Guide to Optimizing the Accuracy of Intraoral Implant Scans: A Review Article. *Cyprus Journal of Medical Sciences*, 10(1), 13–21.
<https://doi.org/10.4274/cjms.2024.2024-31>
- Özden, Y. E., Doğu Kaya, B., Akbal, Ç., Yılmaz Atalı, P., & Özkurt-Kayahan, Z. (2025). The effect of cavity depth on accuracy of intraoral scanners in intra-coronal restorations. *BMC Oral Health*, 25(1).
<https://doi.org/10.1186/s12903-025-06556-4>
- Padrós, R., Giner, L., Herrero-Climent, M., Falcao-Costa, C., Ríos, J. V., & Gil, F. J. (2020). Influence of the CAD-CAM systems on the marginal accuracy and mechanical properties of dental restorations. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(12), 1–15.
<https://doi.org/10.3390/ijerph17124276>
- Pera, F., Pesce, P., Solimano, F., Tealdo, T., Pera, P., & Menini, M. (2017). Carbon fibre versus metal framework in full-arch immediate loading rehabilitations of the maxilla – a cohort clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 44(5), 392–397. <https://doi.org/10.1111/joor.12493>
- Phark, J. H., & Duarte, S. (2022). Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. In *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* (Vol. 34, Number 1, pp. 92–103). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/jerd.12864>
- Punia, U., Kaushik, A., Garg, R. K., Chhabra, D., & Sharma, A. (2022). 3D printable biomaterials for dental restoration: A systematic review. *Materials Today: Proceedings*, 63, 566–572.
<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.04.018>
- Revilla-León, M., Kois, D. E., & Kois, J. C. (2023). A guide for maximizing the accuracy of intraoral digital scans. Part 1: Operator factors. In *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* (Vol. 35, Number 1, pp. 230–240). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/jerd.12985>
- Rexhepi, I., Santilli, M., D'Addazio, G., Tafuri, G., Manciocchi, E., Caputi, S., & Sinjari, B. (2023). Clinical Applications and Mechanical Properties of CAD-CAM Materials in Restorative and Prosthetic Dentistry: A Systematic Review. In *Journal of Functional Biomaterials* (Vol. 14, Number 8). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI).
<https://doi.org/10.3390/jfb14080431>
- Ribeiro, P., Díaz-Castro, C. M., Ríos-Carrasco, B., Ríos-Santos, J. V., & Herrero-Climent, M. (2024). Stereo-Photogrammetry for Impression of Full-Arch Fixed Dental Prosthesis—An Update of the Reviews. In *Prosthesis*

- (Vol. 6, Number 4, pp. 939–951). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/prosthesis6040068>
- Riyaz, S. B., Shravani, D., Praveena, C., Badugu, S., Satheesh Simha, R., K, S., & Amisha, A. (2025). Impact of abutment angulation on the accuracy of closed tray versus open tray implant impressions using noble bio-care active implants. *Bioinformation*, 21(06), 1370–1374. <https://doi.org/10.6026/973206300211370>
- Rosenstiel, S., Land, M., & Walter, R. (2022). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (Elsevier, Ed.; 6th Edition).
- Sasany, R., Jamjoon, F. Z., Kendirci, M. Y., & Yilmaz, B. (2024). Effect of Printing Layer Thickness on Optical Properties and Surface Roughness of 3D-Printed Resins: An In Vitro Study. *International Journal of Prosthodontics*, 37(7), S165–S173. <https://doi.org/10.11607/ijp.8965>
- Pinargote, S., Nestor Washington, Yanushevich, O., Krikheli, N., Smirnov, A., Savilkin, S., Grigoriev, S. N., & Peretyagin, P. (2024). Materials and Methods for All-Ceramic Dental Restorations Using Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Manufacturing (CAM) Technologies—A Brief Review. In *Dentistry Journal* (Vol. 12, Number 3). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). <https://doi.org/10.3390/dj12030047>
- Son, K., Lee, J. H., & Lee, K. B. (2021). Comparison of intaglio surface trueness of interim dental crowns fabricated with sla 3d printing, dlp 3d printing, and milling technologies. *Healthcare (Switzerland)*, 9(8). <https://doi.org/10.3390/healthcare9080983>
- Strasding, M., Marchand, L., Merino, E., Zarauz, C., & Pitta, J. (2024). Material and abutment selection for CAD/CAM implant-supported fixed dental prostheses in partially edentulous patients – A narrative review. In *Clinical Oral Implants Research* (Vol. 35, Number 8, pp. 984–999). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1111/clr.14315>
- Suese, K. (2020). Progress in digital dentistry: The practical use of intraoral scanners. In *Dental Materials Journal* (Vol. 39, Number 1, pp. 52–56). Japanese Society for Dental Materials and Devices. <https://doi.org/10.4012/dmj.2019-224>
- Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry—A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171–181. <https://doi.org/10.1111/jerd.12566>
- Taraszkiewicz-Sulik, K., Wiśniewski, P., Cywoniuk, E., & Sierpińska, T. (2025). Two-Year Clinical Performance of Ultra-Thin No-Prep Veneers from 5Y-TZP Zirconia: A Retrospective Study. *Bioengineering*, 12(9). <https://doi.org/10.3390/bioengineering12090976>

- Vlăduțu, D. E., Mercuț, R., Văruț, M. C., Ștefârță, A., Mercuț, V., Rădoi, A. M., Brătioiu, M. R., Popa, A. D., Popescu, A. M., Dică, Ștefana, Stan, R. S., & Târtea, D. A. (2025). Assessment of Occlusal Contacts Recorded with the Medit Intraoral Scanner vs. Exocad Software. *Journal of Clinical Medicine*, 14(20). <https://doi.org/10.3390/jcm14207378>
- Waldecker, M., Rues, S., Rammelsberg, P., & Bömicke, W. (2021). Accuracy of complete-arch intraoral scans based on confocal microscopy versus optical triangulation: A comparative in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(3), 414–420. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.04.019>
- Wang, J., Wu, P., Liu, H. L., Zhang, L., Liu, L. P., Ma, C. F., & Chen, J. H. (2022). Polyetheretherketone versus titanium CAD-CAM framework for implant-supported fixed complete dentures: a retrospective study with up to 5-year follow-up. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(2), 279–287. https://doi.org/10.2186/jpr.JPR_D_20_00142
- Yeslam, H. E., Freifrau von Maltzahn, N., & Nassar, H. M. (2024). Revolutionizing CAD/CAM-based restorative dental processes and materials with artificial intelligence: a concise narrative review. *PeerJ*, 12, e17793. <https://doi.org/10.7717/peerj.17793>
- Yigit, B. S., Al-Akkad, M., & Mounajjed, R. (2024). Zirconia Ceramics. In *Acta Medica* (Vol. 67, Number 2, pp. 39–45). Charles University Faculty of Medicine in Hradec Kralove. <https://doi.org/10.14712/18059694.2024.18>