



UNIVERSITÉ DE LILLE
UFR3S – DÉPARTEMENT ODONTOLOGIE

Année de soutenance : 2026

N° :

THÈSE POUR LE
DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le 13 JANVIER 2026
Par Guillaume RIBEAUCOUP

**Résine d'impression 3D en prothèse amovible complète :
matériau d'usage ou transitoire ?**

JURY

Président :	Madame la Professeure Marion DEHURTEVENT
Assesseurs :	Monsieur le Docteur Corentin DENIS
	<u>Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM KOUAM</u>
	Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Président de l'Université :	Pr. R. BORDET
Directrice Générale des Services de l'Université :	A.V. CHIRIS FABRE
Doyen UFR3S :	Pr. D. LACROIX
Directrice des Services d'Appui UFR3S :	A. PACAUD
Vice doyen département facultaire UFR3S-Odontologie :	Pr. C. DELFOSSE
Responsable des Services :	L. KORAÏCHI
Responsable de la Scolarité :	V. MAURIAUCOURT

PERSONNEL ENSEIGNANT DE LA FACULTÉ

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

K. AGOSSA	Parodontologie
P. BOITELLE	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DELFOSSE	Vice doyen du département UFR3S - Odontologie Odontologie Pédiatrique Responsable du département d'Orthopédie dento-faciale
M. DEHURTEVENT	Co-responsable du département de Prothèses
B. LOUVET	Chirurgie orale (Professeur des universités associé)
T. MARQUILLIER	Odontologie Pédiatrique
L. ROBBERECHT	Responsable du département de Dentisterie Restauratrice Endodontie

MAITRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS

A. BLAIZOT	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale
F. BOSCHIN	Parodontologie
F. CATHALA	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale (maître de conférences des Universités associé)
C. CATTEAU	Responsable du département de Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale.
X. COUTEL	Biologie Orale
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
C. DENIS	Co-responsable du département de Prothèses
F. DESCAMP	Prothèses
M. DUBAR	Responsable du département de Parodontologie
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
L. NAWROCKI	Responsable du département de Chirurgie Orale Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHU Lille
C. OLEJNIK	Responsable du département de Biologie Orale
P. OLEKSIK	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
H. PERSOON	Dentisterie Restauratrice Endodontie (maître de conférences des Universités associé)
C. PRUVOST	Prévention, Épidémiologie, Économie de la Santé, Odontologie Légale (maître de conférences des Universités associé)
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux

M. SAVIGNAT	Responsable du département de Fonction - Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
T. TRENTESAUX	Responsable du département d'Odontologie Pédiatrique
J. VANDOMME	Prothèses
R. WAKAM KOUAM	Prothèses

PRATICIEN HOSPITALIER ET UNIVERSITAIRE

M. BEDEZ	Biologie Orale
----------	----------------

Remerciements,

Aux membres du jury,

Madame la Professeure Marion DEHURTEVENT

Professeure des Universités – Praticien hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en chirurgie dentaire

Master Recherche Biologique et Santé – Université de Lille

Doctorat de l'Université polytechnique des Hauts-de-France – École doctorale science de la matière, rayonnement et environnement de Lille

Habilitation à Diriger les Recherches – Université de Lille

Diplôme Universitaire en Prothèse Amovible Complète – Université de Lille

Diplôme Universitaire d'Occlusodontie et de Réhabilitation Orale Fonctionnelle – Université de Lille

Certificat d'Étude Supérieure en Prothèse fixée – Université de Nantes

Lauréate de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire – 2018

Chargée de mission Nouvelles Technologies

Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur de l'Université de Lille, Mention Sciences de la Vie et de la Santé, Innovation technologique – Odontologie

Master 2 « Sciences du médicaments » - Parcours « Dispositifs Médicaux – Biomatériaux » - Université Lille2

C.E.S Prothèses Fixées – Université d'Aix-Marseille

Diplôme Universitaire d'Odontologie Numérique – Université de Montpellier

Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM KOUAM

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section de Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire, Université Paris Descartes

Docteur de l'Université Paris 13 (Paris Sorbonne Nord), Mention Sciences de la Vie et de la Santé

Master 2 Recherche, Ingénierie de la santé et Biomatériaux, Université Paris Descartes

Master 1 Santé, Option Biologie Cellulaire, Université Paris Descartes

Diplôme Inter-Universitaire de Prothèse maxillo-faciale, Université Paris Diderot

CES de Prothèse maxillo-faciale, Université Paris Diderot

CES de Prothèse Amovible Partielle, Université Paris Descartes

CES de Prothèse Scellée, Université Paris Descartes

CES de Technologie des Matériaux Employés en Art Dentaire, Université Paris Descartes

CES de Parodontologie, Université Paris Descartes

Ancien Assistant Hospitalier et Universitaire, Université Paris Descartes

Monsieur le Docteur Grégoire MAYER

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Section Réhabilitation Orale

Département Prothèses

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Certificat d'Etudes Spécialisées de Prothèse Amovible Totale

Diplôme d'Etudes Approfondies Génie Biologique et Médical – option Biomatériaux

Médaille de bronze de la Défense Nationale (Agrafe « Service de Santé »)

Réglementation de présentation du mémoire de Thèse

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation ni improbation ne leur est donnée.

Table des abréviations

Abréviations	Définition
3D	Trois dimensions / tridimensionnel
CFAO	Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
FFF	Fused Filament Fabrication
ISO	International Organization for Standardization
LCD	Liquid Crystal Display
PAC	Prothèse Amovible Complète
PBF	Powder Bed Fusion
PEEK	Polyétheréthercétone
PMMA	Polyméthacrylate de méthyle
SLA	StereoLithography Apparatus
SLM	Selective Laser Melting
SLS	Selective Laser Sintering

Table des matières

Introduction	15
1. Historique et caractéristiques des résines utilisées comme matériau de base en PAC	17
1.1 Résine acrylique conventionnelle	18
1.1.1 Propriétés	18
1.1.2 Avantages	19
1.1.3 Inconvénients et limites	20
1.1.4 Indications	22
1.2 Résine usinée	24
1.2.1 Propriétés	26
1.2.2 Avantages	27
1.2.3 Inconvénients et limites	28
1.2.4 Indications	29
1.3 Résine d'impression 3D	30
1.3.1 Les différentes techniques d'impression 3D pour résine.....	30
1.3.2 Propriétés	32
1.3.3 Avantages	36
1.3.4 Inconvénients et limites	36
1.3.5 Indications actuelles.....	38
2. Évaluation des propriétés des résines d'impression 3D comparées aux résines conventionnelles ou aux résines usinées	41
2.1 Propriétés mécaniques et physiques.....	41
2.1.1 Stabilité et précision dimensionnelle	41
2.1.2 Rétention	43
2.1.3 Résistance à la flexion, à la compression et à la fatigue	44
2.1.4 Dureté.....	46
2.1.5 Résistance à l'usure : abrasion, rugosité	48
2.1.6 Résistance à la fracture (résilience et ténacité)	49
2.1.7 Nombre ou taux de monomères résiduels.....	50
2.1.8 Solubilité et absorption hydrique.....	51
2.1.9 Sensibilité aux variations environnementales.....	53

2.2	Propriétés biologiques	55
2.2.1	Biocompatibilité et cytotoxicité	55
2.3	Propriétés esthétiques et optiques	59
2.3.1	Variabilité de la teinte, translucidité et mimétisme des tissus vivants	59
2.4	Propriétés technologiques : possibilités de maquillage, facilité d'utilisation et de manipulation	61
2.5	Coût et durée de mise en œuvre	62
2.6	Satisfaction du patient et expérience du praticien.....	64
2.7	Fiabilité, durabilité et recul clinique	65
3.	Discussion	67
3.1	Écart potentiel entre les données promotionnelles des fabricants et la réalité scientifique	67
3.2	Intérêt dans la prise en charge des patients aux moyens financiers limités ou populations à faible revenus	68
3.3	Indications cliniques des résines imprimées 3D en prothèse amovible complète et prothèse fixée : prothèse transitoire ou d'usage ?	69
4.	Conclusion, perspectives et évolutions.....	72

Introduction

Depuis son introduction dans les années 1930, la résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA) thermopolymérisable est devenue le matériau de référence pour la fabrication des bases de prothèse amovible complète (PAC) [1]. Pour rester le gold standard pendant des décennies, le PMMA a satisfait les critères déterminés par l'American Dental Association et l'organisation internationale de normalisation (ISO) [2]. Appréciée pour sa biocompatibilité, sa facilité de mise en œuvre, son faible coût et sa bonne stabilité dimensionnelle, il continue d'être largement utilisé en pratique clinique [3]. En dépit de ces qualités, la résine présente encore certaines limites, telles qu'un risque de porosité, une augmentation de la rétention microbienne et une susceptibilité à la fracture.

L'émergence des technologies de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO), d'abord par usinage puis par impression tridimensionnelle (3D), a transformé l'approche de la prothèse, notamment la PAC. Les résines usinées issues de blocs prépolymérisés, traités à haute température et haute pression, offrent des propriétés mécaniques supérieures à la résine acrylique conventionnelle, une précision accrue et une polymérisation optimale. Elles se sont positionnées dès lors comme nouveau standard de qualité en PAC [4–7].

Pour ce qui est de l'impression 3D, elle a été développée dans les années 1980 et appliquée que récemment en PAC. Elle permet une fabrication rapide, précise et économique [8,9]. Néanmoins, la littérature scientifique reste limitée sur ces matériaux, et certains inconvénients persistent. Un post-traitement est nécessaire, la stabilité colorimétrique moindre et les propriétés mécaniques sont encore en retrait par rapport aux résines usinées. Ces éléments expliquent leur statut transitoire, bien que les récentes innovations tendent à réduire ces écarts [7].

Ainsi le matériau idéal de base prothétique devrait présenter des propriétés biologiques (biocompatibilité, absence de toxicité et d'adhésion microbienne), chimiques (liaison aux dents prothétiques), mécaniques (résistance à la flexion et à la compression, absence de rugosités ou porosités, aptitude au polissage), physiques (stabilité dimensionnelle, dureté, ténacité) et technologiques (facilité de mise en œuvre) adaptées à un usage prolongé dans la cavité buccale.

Peut-on considérer la résine imprimée en 3D comme une résine d'usage fiable à l'instar des autres types de résines pour la fabrication des bases de PAC ? Comment se positionnent les fabricants sur ces matériaux ? Quel est l'état actuel des connaissances sur ces matériaux utilisés comme base en PAC ? Cette thèse propose d'explorer l'état des connaissances actuelles à ce sujet.

Les objectifs de cette thèse sont :

- Rechercher et comparer les propriétés biologiques, chimiques, mécaniques, physiques, technologiques et esthétiques des trois types de résine utilisés dans la fabrication des bases en PAC (résines d'impression 3D, résines conventionnelles et résines usinées),
- Déterminer si les résines imprimées en 3D peuvent aujourd'hui être considérées comme des matériaux d'usage pour la fabrication des bases de PAC.

Après un rappel historique et une description de chaque type de résine et de son procédé de mise en œuvre (chapitre 1), une évaluation comparative des propriétés mécaniques, physiques, chimiques, biologiques, esthétiques et cliniques de ces trois types de résines sera effectuée en s'appuyant sur les résultats de la littérature scientifique récente (chapitre 2). Enfin, une discussion permettra d'analyser de façon critique si les résines imprimées en 3D peuvent se substituer aux matériaux conventionnels / usinés, en tenant compte des données communiquées par les fabricants et de la réalité scientifique (chapitre 3).

Les noms commerciaux de produits et d'entreprise cités dans ce manuscrit sont la propriété de leurs détenteurs respectifs. Les symboles TM et [®] ne sont pas systématiquement indiqués.

1. Historique et caractéristiques des résines utilisées comme matériau de base en PAC

Jusqu'au XIX^e siècle, les matériaux précieux comme l'or, l'argent ou encore l'ivoire étaient utilisés en prothèse amovible. Ils seront remplacés progressivement par le caoutchouc vulcanisé, plus adaptable et moins onéreux [10]. L'utilisation de ce matériau perdurera jusqu'au milieu du XX^e siècle [11].

Le tournant majeur est l'apparition sur le marché des résines acryliques à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Introduit par Walter Wight en 1937, le PMMA est biocompatible, facile à manipuler et possède une teinte et une translucidité similaire à la gencive naturelle [12]. Cette résine deviendra le gold standard pour la fabrication des bases de PAC après la Seconde Guerre mondiale [13]. Jusqu'aux années 2000, les évolutions sont restées modestes avec l'introduction des résines acryliques modifiées ou renforcées : avec ajout de fibres (nylon, polyéthylène, verre, carbone), incorporation de charges minérales ou de polymères (argent, platine, oxyde de zinc) ou application de revêtements de surface (carbone, dioxyde de titane, xylène) [13,14]. Cependant, le manque de données, l'altération de certaines propriétés (cytotoxicité accrue, variation de teinte, adhésion à la matrice résineuse limitée, difficultés de manipulation, polissage et de réparation) et leur coût freinent leur utilisation en pratique clinique.

Parallèlement, quelques polymères alternatifs ont été proposés pour les bases de prothèses amovibles. Les polyamides thermoplastiques flexibles (nylon), les polyétheréthercétones (PEEK) et les composites chargés en fibres de verre ont ainsi émergé sur le marché. Toutefois, aucune de ces alternatives n'a détrôné le PMMA pour les PAC. Les polyamides flexibles, utilisés surtout en prothèse partielle, manquent de rigidité et de stabilité dimensionnelle pour une PAC, tandis que le PEEK, malgré une biocompatibilité et une résistance excellente, pose des problèmes esthétiques (teinte opaque grisâtre) et a un coût très élevé [15].

Ainsi, à l'aube de la dentisterie numérique, la résine acrylique conventionnelle demeurerait le matériau de référence en PAC, avec ses atouts et limites, amplement décrits dans la littérature.

1.1 Résine acrylique conventionnelle

La résine conventionnelle utilisée pour les bases de PAC est un polyméthacrylate de méthyle (PMMA) obtenu par polymérisation radicalaire d'un mélange d'une poudre de polymère préformé et d'un monomère liquide, le méthacrylate de méthyle. La technique la plus courante est la thermopolymérisation en moufle, soit par compression (thermopressée), soit par injection (thermoinjectée). La résine est façonnée et modelée autour des dents artificielles dans un moule, puis polymérisée sous chauffage contrôlé (bain-marie ou cuve de chaleur). Les autres méthodes de production sont la photopolymérisation, la chémo ou l'autopolymérisation [14].

1.1.1 Propriétés

Les résines acryliques conventionnelles présentent des propriétés mécaniques adaptées à un usage en bouche. Leur résistance à la flexion se situe entre 60 et 100 MPa, supérieure au seuil minimal de 65 MPa fixé par la norme ISO 1567 pour les bases de prothèse dentaire. En pratique, une résine acrylique correctement polymérisée affiche une résistance à la flexion aux alentours de 90 MPa, avec un module d'élasticité de l'ordre de 2-3 GPa [10,16]. La résine acrylique est relativement légère (densité 1,18-1,23 g/cm³)¹, esthétique et possède une dureté de surface capable de résister à une abrasion modérée. Les principales propriétés mécaniques de chaque type de résine acrylique conventionnelle sont synthétisées dans le tableau 1.

¹ <https://www.specialchem.com/plastics/guide/density> (consulté le 10/05/25)

Tableau 1 : comparatif des principales propriétés mécaniques des résines (tableau personnel, données extraites de plusieurs références bibliographiques).

Propriété	Photo-polymérisable	Chémo ou auto-polymérisable	Thermo-pressée	Thermo-injectée	Références
Résistance à la flexion (MPa)	122,6	69,79	81,1-88,9	63,7-69,8	[14,17]
Module d'élasticité (GPa)	2,5	2,5-3,4	3,5-3,9	2,1	[18,19]
Dureté de Vickers (VHN)	19,4	16-18	23,9	23,1	[14,20–22]
Solubilité ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	0,19	2,0-2,5	1,5-6,5	0,25-1,5	[23,24]
Absorption d'eau ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	13,1	12,8-19,8	17,5-27,3	17,9-28,5	[23,24]
Stabilité colorimétrique (ΔE)	> 3,5	> 4,0	$\leq 3,0$	$\leq 2,5$	[20,25,26]
Taux de monomères résiduels (%)	2,5-2,9	3-5	1,62	0,5	[14,27]

1.1.2 Avantages

Ce type de résine possède de nombreux avantages. Premièrement leur teinte est personnalisable. D'abord incolore et translucide, des pigments peuvent y être incorporés. Le but étant d'obtenir un aspect naturel en reproduisant la muqueuse gingivale [28,29]. De plus, la résine est légère, ce qui la rend plus confortable pour le patient. Sa facilité de manipulation, d'adaptation, de polissage, de réparation et de fabrication en fait un matériau de choix en prothèse amovible. Enfin, sa biocompatibilité permet un usage intra-buccal fiable avec peu d'allergies recensées [10,30].

Malgré ces atouts, les limites et inconvénients des résines acryliques conventionnelles sont documentées et justifient la recherche de nouveaux matériaux.

1.1.3 Inconvénients et limites

Sur le plan physique :

Une des limites majeures est liée à la polymérisation de la résine. Une revue systématique et méta-analyse d'études in vitro a mis en évidence que la réaction exothermique s'accompagne d'une rétraction volumique importante (environ 5 à 7 % du volume). Lors de la mise en moufle, le plâtre et l'absorption d'eau limitent en partie la rétraction. Il persiste toutefois une contraction dimensionnelle (environ 0,5 à 0,9 % de retrait linéaire), pouvant compromettre l'adaptation de la prothèse sur le modèle. Cliniquement, cela se traduit souvent par une légère perte de rétention avec un décollement au niveau du palais ou de la crête et par la nécessité d'équilibrations occlusales après polymérisation [31].

Pour compenser cela, Jow et Saide (1989) ont proposé d'intégrer une surépaisseur localisée au niveau du joint postérieur directement dans le modèle en plâtre afin d'anticiper et de compenser le retrait de polymérisation des bases. Cette surépaisseur, ajoutée avant le processus de polymérisation vise à améliorer l'adaptation de la base prothétique au niveau du joint postérieur [32]. Néanmoins, la technique conventionnelle induit presque toujours un défaut d'ajustement du contact prothèse-muqueuse du fait de la contraction du matériau et peut donc affecter la rétention de la PAC [31].

Sur le plan mécanique :

Une fois polymérisé, le PMMA reste assez fragile. En effet la résistance à la propagation des fissures qui se mesure par la ténacité est faible pour ce matériau [33]. Une prothèse conventionnelle peut se fracturer facilement sous l'effet de contraintes répétées ou de choc sur une surface dure [21,34–36]. Le cas le plus fréquent est la chute d'une prothèse heurtant le sol ou le lavabo [37].

Sur le plan esthétique :

Le PMMA est un matériau relativement poreux. Les porosités favorisent tant la rétention bactérienne que l'imprégnation par les fluides buccaux et colorants alimentaires. Elles peuvent altérer la stabilité colorimétrique et les propriétés mécaniques de la prothèse sur le long terme. Avec le temps, les bases acryliques conventionnelles jaunissent ou brunissent légèrement sous l'effet combiné du vieillissement intrinsèque (dégradation des pigments, réactions d'oxydation) et de l'absorption des colorants alimentaires (nicotine, café, vin) [16,38,39]. Bien que ce phénomène reste globalement modéré (la résine acrylique est assez stable aux rayonnements ultraviolets et peu sujette aux décolorations marquées), il peut constituer un inconvénient esthétique par rapport aux matériaux céramiques.

Sur le plan technologique :

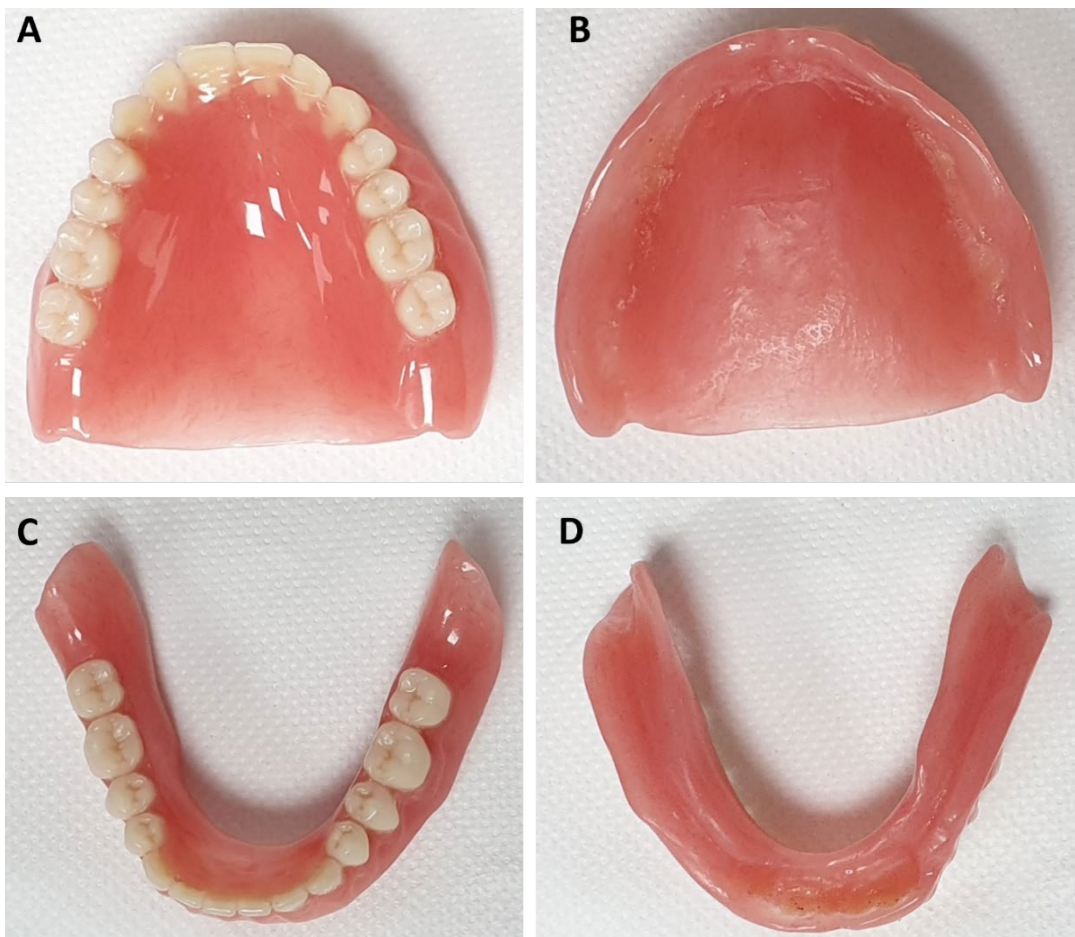
La fabrication d'une PAC de manière conventionnelle est longue et techniquement exigeante. Elle requiert de nombreux gestes manuels (empreintes primaires et secondaires, enregistrement de la relation maxillo-mandibulaire, montages de dents artificielles sur maquette en cire), un équipement spécifique (moufle, presse, cuve de polymérisation) et du personnel qualifié, ce qui la rend dépendante du savoir-faire du prothésiste [14,40]. Les sources d'erreurs possibles sont multiples, telles que des déformations des modèles en plâtre, des variations dimensionnelles des cires d'occlusion, des erreurs de montage des dents prothétiques, des bavures lors de l'ébullition de la cire ou encore des inclusions de bulles d'air et de porosités [41]. Ces anomalies se produisent si le rapport monomère / poudre n'est pas optimal ou si la cuisson de la résine est trop rapide. Chaque étape peut impacter la qualité finale de la prothèse. En outre, la polymérisation du PMMA dégage une chaleur élevée (pouvant atteindre 70-100 °C à cœur), sans contrôle de l'exothermie, des porosités internes peuvent se former [31].

1.1.4 Indications

La résine acrylique est indiquée comme matériau d'usage pour :

- **la fabrication des bases prothétiques en PAC standard** pour la majorité des patients édentés sans pathologie muqueuse active, avec une bonne résilience tissulaire et des crêtes bien formées (figure 1) [14],
- **la réparation et le rebasage des bases prothétiques** grâce à sa compatibilité avec les résines autopolymérisables (notamment chez les patients âgés à mobilité ou à dextérité réduites avec risque de chutes) [14],
- **la fabrication de dents artificielles de prothèse amovible** (figure 1).

Son faible coût, son esthétique satisfaisante et sa facilité de réparation font de la résine acrylique une solution fiable dans les régions pauvres ou à ressources limitées [14].



***Figure 1** : prothèse amovible complète avec base et dents prothétiques fabriquées en résine conventionnelle. (A) et (B) Extrados et intrados de la prothèse maxillaire. (C) et (D) Extrados et intrados de la prothèse mandibulaire. (Courtoisie Dr WAKAM)*

Le tableau 2 ci-dessous présente un résumé des indications cliniques, des avantages / inconvénients, et des propriétés mécaniques des principales méthodes de fabrication des résines acryliques conventionnelles en prothèse amovible.

Tableau 2 : comparatif des différentes méthodes de réalisation de résines acryliques (données extraites de la thèse d'exercice d'Audrey Bigot [14]).

Type de résine	Photopolymérisable	Chémo ou autopolymérisable	Thermopressée	Thermo-injectée
Polymérisation	Lumière (LED ou UV)	Réaction chimique (froid)	Chauffage progressif (73-100 °C) et Pressée	Chauffage contrôlé et injection
Indications principales	Prothèse Provisoire - Rebasage rapide	Prothèse Provisoire - Réparation - Rebasage	Prothèse d'usage (méthode classique)	Prothèse d'usage (technique moderne)
Avantages	- Prise rapide - Temps de travail maîtrisé - Manipulation simple	- Mise en œuvre facile - Équipement simple - Temps de prise rapide	- Bonne résistance - Économique - Biocompatible	- Retrait quasi nul - Très bonne adaptation - Surface homogène
Résistance mécanique	+	+	++	+++
Conversion de monomères	+	+	++	+++
Biocompatibilité	+	+	++	+++
Stabilité colorimétrique	+	+++	++	++
Retrait / porosités	+	+++	++	++
Rapport Coût / accessibilité	++	+	++	+++

- favorable +

 (+) faible / (++) moyen ou modéré / (+++) élevé

Malgré ses avantages, les limites du PMMA conventionnel ont incité les fabricants à développer d'autres résines ou d'autres procédés de mise en œuvre pour gagner en résistance et en durabilité. Ainsi, de nouvelles techniques de fabrications ont émergé grâce au développement de la dentisterie numérique. Ces techniques, qu'elles soient soustractives (usinage / CFAO) ou additives (impression 3D), ont permis de s'affranchir de certaines de ces limites.

1.2 Résine usinée

Le développement de la CFAO a profondément transformé la dentisterie, faisant évoluer la fabrication prothétique d'une production artisanale à une production numérique standardisée. Cette technologie a considérablement amélioré les propriétés mécaniques des prothèses dentaires et notamment celles des PAC.

Le principe repose sur l'usinage de la base prothétique dans un bloc préfabriqué grâce à une fraiseuse pilotée par ordinateur. Celui-ci s'appuie sur les données issues de la numérisation de l'anatomie du patient (numérisation des modèles en plâtre ou empreintes des arcades édentées).

Il est possible d'usiner :

- Uniquement la base prothétique dans un disque de résine acrylique prépolymérisée comprenant les logements pour les dents artificielles (par exemple le système Ivotion® Base d'Ivoclar²) (figure 2), puis dans un deuxième temps, les dents prothétiques (par exemple le système Ivotion® Dent d'Ivoclar) (figure 3),
- Ou bien l'ensemble base et dent lorsqu'un disque bicouche ou bicolore est utilisé, combinant une partie rose pour la base et une partie ivoire pour les dents (exemple : système Ivotion® d'Ivoclar³) (figure 4).

De façon générale, les dents prothétiques peuvent être :

- Des dents artificielles préfabriquées du commerce, collées secondairement sur la base usinée,
- Des dents usinées séparément dans un autre matériau puis fixées par collage,
- Ou encore des dents usinées solidaires de la base, façonnées en même temps et dans le même bloc de matériau que la base (exemple : système Ivotion® d'Ivoclar)

² https://www.ivoclar.com/fr_fr/products/digital-processes/ivotion (consulté le 10/05/25)

³ https://www.ivoclar.com/en_us/shop/p/ivoclardigital/ivotionbase98530mm/p/b601682 (consulté le 10/05/25)



Figure 2 : usinage d'une base prothétique dans un bloc de résine monochrome Ivotion® Base. Bloc résine rose (image de gauche), base résine fraisée dans le bloc avec logements des dents (image de droite). (Capture d'images de site Internet)⁴.

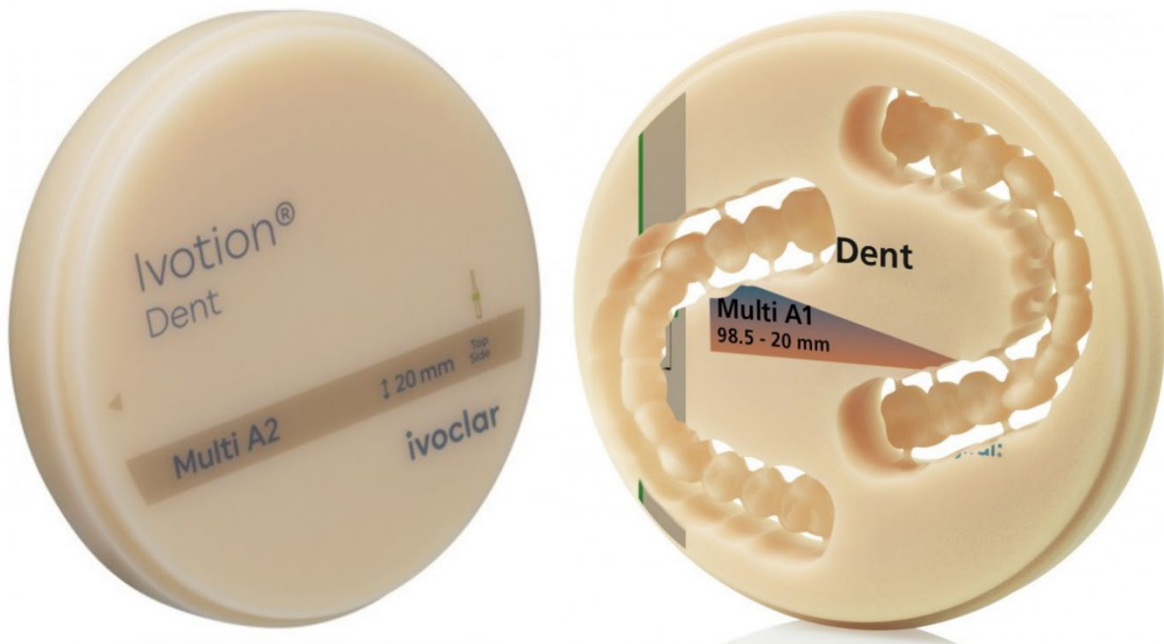


Figure 3 : usinage de dents prothétiques dans un bloc de résine monochrome Ivotion® Dent. Bloc résine (image de gauche), dents artificielles fraisées dans le bloc (image de droite). (Capture d'images de site Internet)⁵.

⁴ https://www.ivoclar.com/en_us/shop/p/ivoclardigital/ivotionbase98530mm/p/b601682 (consulté le 10/05/25)

⁵ <https://laboratoire.dentanor.fr/disques-pmma/6996-ivotion-dent-multi-985-x-20-mm.html> (consulté le 10/05/25)



Figure 4 : usinage d'une base associée à des dents prothétiques dans un disque bicolore. Bloc résine bicolore (image de gauche), base et dents fraisées dans le bloc (image du centre), prothèse terminée (image de gauche). Ivotion®(capture d'images de site Internet)⁶.

1.2.1 Propriétés

La polymérisation industrielle contrôlée confère au matériau une densité élevée et une conversion monomère-polymère quasi complète. Elle limite la présence de monomère résiduel et supprime la porosité interne. Les bases prothétiques usinées présentent ainsi des propriétés mécaniques supérieures à celles des résines conventionnelles thermopolymérisées.

D'après une revue systématique et méta-analyse d'études comparatives réalisées in vitro, la résistance à la flexion des bases usinées est significativement plus élevée : environ 120 MPa contre 92 MPa pour la résine conventionnelle, soit un gain de l'ordre de 25-30 % [31].

D'autres méta-analyses et travaux confirment ce résultat. Ils l'attribuent à l'absence de défauts de polymérisation (absence de microfissures, de zones sous-polymérisées) et à une conversion plus complète garantissant un réseau polymère plus robuste et plus homogène [20,42–48]. Ces propriétés seront développées dans le chapitre 3.

⁶ https://www.ivoclar.com/fr_fr/products/digital-processes/ivotion (consulté le 10/05/25)

1.2.2 Avantages

L'usinage de blocs prépolymérisés confère au matériau une meilleure densité et homogénéité. Grâce à la précision de l'usinage CFAO, la fidélité des résines usinées est remarquable. La méta-analyse récente de Azab *et al.* (2025) place les PAC usinées au même niveau que celles conventionnelles en termes de rétention et stabilité dimensionnelle [34]. Ils montrent également que la résistance mécanique est accrue avec moins de risque de fractures ou de fissures. Cette catégorie de résine présente moins de porosités, d'absorption des liquides, de colorations et de contaminations bactériennes par rapport à la résine acrylique conventionnelle [39,49].

La réaction de polymérisation étant réalisée industriellement avant le fraisage au laboratoire, la libération de monomères résiduels est donc minimale [50,51]. Cela limite les phénomènes inflammatoires et les risques d'allergies [52]. De plus, la biocompatibilité élevée de la résine usinée augmente le confort du patient et favorise le port à long terme de la prothèse [45,34,53].

Sur le plan technologique, la CFAO offre un gain de temps. Les données étant stockées numériquement, il est possible de refabriquer aisément une nouvelle prothèse identique en cas de perte ou de casse grâce à la conservation du fichier de conception (digital backup). Cet avantage est particulièrement utile pour les patients à mobilité réduite (patients alités, handicapés). Les ajustements cliniques sont généralement moindres et l'usinage par sa rapidité, constitue un gain de temps par rapport aux techniques conventionnelles [54].

Malgré ces avantages, la résine usinée n'est pas sans reproche. Elle présente tout de même des limites et des inconvénients pratiques.

1.2.3 Inconvénients et limites

Le principal inconvénient est lié au procédé d'usinage. Jusqu'à 90 % du volume initial du bloc part en déchet lors du fraisage. Ce gaspillage de matière a des répercussions à la fois économiques et écologiques, notamment en 2025, où l'optimisation et la rationalisation des ressources s'imposent comme une nécessité [55].

Le temps et le coût d'usinage constituent eux aussi une limite importante. L'usinage de la base prend encore en moyenne une à deux heures, sans compter le temps de conception, le post-traitement et l'assemblage des dents artificielles (usinées ou non) à la base prothétique. Cela se nivelle avec le développement de protocoles, de procédures qui optimisent ce temps [56].

Le coût d'acquisition du matériel d'usinage et de conception viennent s'ajouter également, entraînant un prix de revient plus élevé qu'une PAC conventionnelle [56–59].

Du point de vue esthétique, les bases en résine usinée présentent des qualités comparables à celles du PMMA mais elles sont généralement monochromes. Il est plus difficile pour le prothésiste de reproduire les nuances gingivales (marbrures et zones plus rougeâtres au collet) [56,60,61]. Cela se nivelle désormais grâce au développement de blocs bi ou triple couche comme le développe Ivoclar (Ivotion®)⁷, VITA Zahnfabrik, ou encore Upcera Dental.

Du point de vue de la réintervention, il est possible de réparer ou rebaser une base usinée avec une résine acrylique autopolymérisante PMMA. Les protocoles étant connus, fréquemment appliqués et validés scientifiquement [62].

⁷ https://www.ivoclar.com/en_li/blog/technical/monolithic-digital-dentures-in-impressive-material-quality (consulté le 10/05/25)

1.2.4 Indications

La résine usinée est indiquée en PAC comme matériau d'usage :

- pour la **fabrication des bases prothétiques ou des dents artificielles** [59],
- chez des **patients édentés totaux nécessitant un ajustement prothétique optimal** [20,59],
- chez les **patients à risques allergiques ou sensibles aux monomères résiduels** [20,59],
- chez les **patients bruxomanes** [63],
- chez les **patients institutionnalisés ou à mobilité réduite** (la prothèse pouvant être reproduite à l'identique à partir du fichier numérique) [54].

La recherche d'une résine « parfaite » reste en cours. L'objectif est de fabriquer des prothèses de qualité avec une capacité de production élevée, tout en réduisant les déchets, l'empreinte écologique, les coûts de conception et de fabrication (amélioration de la rentabilité du laboratoire et du cabinet dentaire). C'est dans ce contexte qu'est apparue une nouvelle technique numérique, la mise en forme additive ou impression 3D.

1.3 Résine d'impression 3D

Les résines d'impression 3D sont essentiellement fabriquées par photopolymérisation en couches successives à partir du fichier numérique. Après la création de l'objet, un post-traitement (décontamination, élimination de monomères résiduels et post-polymérisation UV) est ensuite nécessaire pour optimiser les propriétés de la résine [4].

L'impression 3D par polymérisation de résine semble s'imposer comme une méthode de fabrication offrant à la fois, une bonne reproductibilité, une grande exactitude et un coût final réduit de la prothèse [35,48].

Trois grandes techniques d'impression 3D, définies par la norme ISO 17296-2, sont utilisées actuellement en odontologie pour la fabrication de résines [64].

1.3.1 Les différentes techniques d'impression 3D pour résine

1.3.1.1 La photopolymérisation en cuve

C'est la principale méthode utilisée. Deux possibilités selon la source lumineuse :

La stéréolithographie (StereoLithography Apparatus ou SLA) se caractérise par un laser qui se déplace pour polymériser point par point la résine contenue dans un bac au fond transparent. Le plateau s'élève après chaque couche polymérisée afin de poursuivre l'impression. La pièce prothétique est d'une grande exactitude mais le temps d'impression est plus ou moins long en fonction du volume ou du nombre de pièces à fabriquer [4,64,65].

La projection d'image :

- La **projection indirecte d'image lumineuse** (Digital Light Processing ou DLP) utilise un vidéoprojecteur situé à distance du bac contenant la résine photopolymérisable. Le projecteur polymérise en une fois la couche de l'objet à fabriquer. Le temps d'impression pour une épaisseur de couche donnée est le même quel que soit le volume ou le nombre de pièces à fabriquer. La technologie DLP est plus rapide que SLA mais le volume d'impression possible est limité [4,64].

- La **projection directe d'image lumineuse** (Liquid Crystal Display ou LCD ; ou mask Stereolithography Apparatus ou mSLA) est apparentée à la technologie DLP. La différence majeure est qu'un projecteur LED émet une lumière UV filtrée par un écran LCD situé à proximité du bac d'impression avec une résolution d'impression plus importante [4,64].

1.3.1.2 Le jet de matière

Le jet de matière repose sur la dépose sélective de microgouttelettes de polymères thermoplastiques chauffés, selon un principe analogue à celui des imprimantes à jet d'encre. Ce procédé, caractérisé par l'utilisation de têtes d'impression multi-buses, permet la fabrication concomitante de plusieurs matériaux de différentes couleurs [64].

1.3.1.3 L'extrusion de matériel

L'extrusion de matériel, nommée aussi Fused Deposition Modeling (FDM) ou encore *Fused* Filament Fabrication (FFF) est la moins utilisée. Elle se caractérise par un filament chauffé puis extrudé par une buse. Cette buse dépose la matière couche par couche pour former la pièce prothétique. Le procédé est simple et économique mais au détriment de la précision des finitions et des propriétés mécaniques [64].

1.3.2 Propriétés

Pour être commercialisées comme matériaux de fabrication des bases de PAC, les résines qu'elles soient imprimées, conventionnelles ou usinées, doivent répondre à un cahier de charges précis défini par des normes et des spécifications techniques. C'est le cas des normes **ISO** (International Organization for Standardization), particulièrement les normes ISO 10993-1, ISO 20795-1 :2013, et ISO 13485 :2016. La conformité des résines à ces normes est indispensable pour la mise sur le marché [66].

Norme ISO 10993-1 :

La norme ISO 10993-1 fixe les **exigences biologiques** des matériaux entrant en contact avec le corps humain. Dans le cas des résines dentaires utilisées pour les bases de PAC, ces matériaux sont en contact prolongé avec la muqueuse buccale (plus de 30 jours), ce qui implique une évaluation stricte de leur biocompatibilité [66].

Cette évaluation intégrée à une gestion des risques, prend en considération la nature du tissu humain en contact (muqueux, non osseux, non sanguin), la durée d'exposition ou de contact (durée supérieure à 30 jours, c'est-à-dire contact permanent), et la formulation chimique du matériau (monomères, charges, photo-initiateurs).

Selon cette norme, les tests minimaux requis incluent :

- la cytotoxicité pour évaluer la toxicité des extraits de résine sur les cellules,
- l'irritation muqueuse pour vérifier l'effet irritant potentiel sur les tissus mous,
- la sensibilisation pour vérifier l'absence de réaction allergique ou d'hypersensibilité,
- la toxicité systémique à dose unique pour connaître la présence potentielle de monomères résiduels.

Norme ISO 20795-1 :2013 :

La norme ISO 20795-1 :2013 fixe les **exigences techniques, physiques et mécaniques** des matériaux de base utilisés dans les prothèses amovibles, notamment les résines acryliques pour bases de PAC [2]. La norme inclut des tests de performance standardisés (dimensions, conditions de stockage, polymérisation) afin de garantir la sécurité, la durabilité et la stabilité des matériaux en contact muqueux prolongé [2].

Cette norme ne classe pas directement les matériaux selon leur mode de polymérisation (thermo, photo, ou chémo-polymérisable). Elle s'applique indifféremment à tous les matériaux utilisés comme base de prothèse amovible, quelle que soit leur méthode de polymérisation.

En règle générale, la norme impose des valeurs minimales pour les propriétés essentielles : résistance à la flexion (≥ 65 MPa), module d'élasticité (≥ 2 GPa), solubilité ($\leq 1,6$ $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), absorption d'eau (≤ 32 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$). Le tableau 3 présente ces propriétés selon le procédé de polymérisation de la résine [2].

Tableau 3 : spécifications minimales requises par la norme ISO 20795-1 pour les résines en prothèse amovible complète [2].

		Résistance à la flexion (MPa)	Module d'élasticité (MPa)	Monomère à base de méthacrylate de méthyle (% en fraction massique)	Absorption dans l'eau (g/mm ³)	Solubilité dans l'eau ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)
Résines	Thermopolymérisables	> 65	> 2 000	< 2,2	< 32	< 1,6
	Thermoplastiques					
	Activés à la lumière					
	Traitées aux micro-ondes					
	Autopolymérisables	> 60	> 1 500	< 4,5	< 32	< 8,0

Norme ISO 13485 :2016 :

La norme ISO 13485 :2016 ne teste pas le produit en tant que tel (différent de la norme ISO 20795- 1). **Elle garantit que le processus de fabrication est conforme et maîtrisé.** Elle spécifie les exigences d'un système de management de la qualité applicables aux fabricants et fournisseurs de dispositifs médicaux, y compris aux matériaux dentaires comme les résines de bases de prothèses amovibles [67].

Elle vise à garantir que :

- Les dispositifs sont conçus, fabriqués, tracés, et documentés dans un cadre maîtrisé et sécurisé,
- Les exigences légales et réglementaires sont respectées tout au long du cycle de vie du produit,
- Des procédures de contrôle qualité, de gestion des risques, de traçabilité, de validation et de post-commercialisation sont mises en œuvre [67].

Le tableau 4 ci-dessous référence les principales résines d'impression 3D de bases de PAC en 2025 associées à leurs caractéristiques techniques, normatives et réglementaires, telles que déclarées par les fabricants (résistance à la flexion, biocompatibilité, normes ISO, date de consultation).

**Tableau 4 : caractéristiques physico-chimiques et réglementaires des résines
d'impression 3D (tableau personnel).**

Résine (fabricant)	Résistance à la flexion (MPa)	Module de flexion (GPa)	Absorption d'eau (µg/mm³)	Solubilité (µg/mm³)	Dureté (Shore D)	Classe bio- matériau	Normes ISO	Lien site internet	Date de consultation
Denture Base II™ (DENTCA)	≥ 65	NS	≤ 32	≤ 7,5	NS	Ila	ISO 10993-1 ISO20795	https://urlr.me/hJBCck	27/05/25
NextDent™ Denture 3D+ (3D Systems)	≥ 65	≥ 1,5	≤ 32	≤ 7,5	80-85	Ila	ISO20795	https://urlr.me/JVRwm9	27/05/25
Denture Base Resin™ (Formlabs)	≥ 65	2,4	≤ 32	≤ 7,5	NS	Ila	ISO20795-1 EN-ISO 22112 : 2017	https://urlr.me/G5pQJ4	27/05/25
E-Denture 3D+™ (EnvisionTEC / Desktop Health)	≥ 65	≥1,5	≤ 32	≤ 7,5	NS	Ila	ISO20795 ISO 10993-1	https://urlr.me/tSk9c	27/05/25
V-Print dentbase™ (VOCO)	≥ 65	≥ 1,5	≤ 32	≤ 7,5	NS	Ila	ISO20795 ISO 10993-1	https://urlr.me/QH3V97	27/05/25
Freeprint denture™ (Detax)	≥ 65	≥ 1,5	≤ 32	< 1,6	80 – 85	Ila	ISO 10993-1	https://urlr.me/HqJ2PZ	27/05/25
DentaBase™ (Asiga)	≥ 65	≥ 1,5	≤ 32	≤ 7,5	80 – 85	Ila	ISO20795 ISO 10993-1	https://urlr.me/ESdTVf	27/05/25
PoweResins™ Denture (DentaFab)	104	2,48	≤ 32	≤ 7,5	83,6	Ila	ISO20795* ISO 10993-1	https://urlr.me/DdAyNe	27/05/25
TrueDent-D™ (Stratasys)	≥ 85	≥ 2,3	≤ 32	≤ 1,1	73 – 77	II	ISO 10993-1 ISO20795 ISO 10477-2020	https://urlr.me/eqGwRd	27/05/25
Flexcera™ Base Ultra+ (Desktop Health)	112	NS	NS	NS	NS	Ila	NS	https://urlr.me/9mT8KN	27/05/25
EU High Impact Denture Base (SprintRay™)	65	2	NS	NS	NS	Ila	NS	https://urlr.me/pqadTC	27/05/25
FotoDent™ Denture (Dreve)	> 80	> 2	NS	NS	> 80	Ila	NS	https://urlr.me/6npJg7	27/05/25

NS : Non Spécifié

Les données communiquées par les fabricants, regroupées dans le tableau 4, montrent que les propriétés sont sensiblement les mêmes pour une grande majorité des résines d'impression 3D. Elles correspondent généralement aux exigences minimales pour être mises sur le marché. Même conformes à la norme ISO 20795, ces exigences peuvent être considérées comme insuffisantes en condition clinique réelle [2]. En effet, la norme n'intègre pas la fiabilité clinique, la durabilité, la stabilité dimensionnelle ou le recul clinique. De plus, les données communiquées par les fabricants doivent toujours être analysées avec précaution, en l'absence d'évaluation scientifique indépendante rigoureuse.

Il convient donc de rechercher dans la littérature scientifique les données publiées sur les propriétés des résines imprimées 3D destinées à la fabrication des bases de PAC, puis de faire une analyse comparative de leurs propriétés avec celles des résines conventionnelle, et celles des résines usinées. La résine conventionnelle étant majoritairement encore utilisée et la résine usinée, la référence actuelle.

Pour une analyse fiable, les essais comparatifs (randomisés ou non) seront privilégiés. Mais en l'absence de ces derniers, nous nous contenterons de comparer les données publiées séparément sur chaque type de résine. Cette analyse fera l'objet du chapitre 2.

1.3.3 Avantages

Globalement, les résines d'impression 3D sont décrites comme ayant une bonne stabilité dimensionnelle avec moins de distorsion que les résines conventionnelles et une précision élevée [68,69].

Elles présentent moins de monomère résiduel grâce à leur formulation à base de monomères multifonctionnels très réactifs (comme l'UDMA), favorisant une polymérisation plus complète. La photopolymérisation ciblée par UV ou LED, suivie d'une post-polymérisation systématique assurent un haut degré de conversion. Cette réticulation dense limite les monomères libres, améliorant biocompatibilité et performances mécaniques du matériau [70,71].

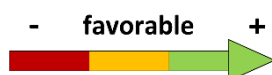
La translucidité et le rendu esthétique sont personnalisables avec le choix de la teinte. La production par définition, est perçue comme standardisée, rapide, économique et reproductible à partir du fichier numérique. Ainsi une base complète pourrait être imprimée en une à deux heures sans le post-traitement (vitesse de production), et plusieurs prothèses peuvent être fabriquées en même temps par la même imprimante (capacité de production) [56,72].

1.3.4 Inconvénients et limites

Malgré ces promesses, les résines 3D pour PAC ont été accueillies avec prudence. Les premières générations affichaient des propriétés mécaniques inférieures aux PMMA conventionnels et variables selon la technologie utilisée [34,35,73]. Si le coût unitaire des résines imprimées en 3D est modéré, il est contrebalancé par l'investissement matériel conséquent nécessaire au laboratoire [56]. Le tableau 5 dresse un panorama comparatif des principales technologies d'impression 3D utilisées en 2025 pour la fabrication de PAC, en détaillant pour chaque technologie, ses principes de fonctionnement, ses avantages / inconvénients, ainsi que les résines et fabricants associés. Le but est d'orienter le choix technologique selon les critères cliniques et techniques.

Tableau 5 : principe de fonctionnement, avantages, inconvénients et exemples de résines d'impression 3D commercialisées en 2025 (tableau personnel) [64].

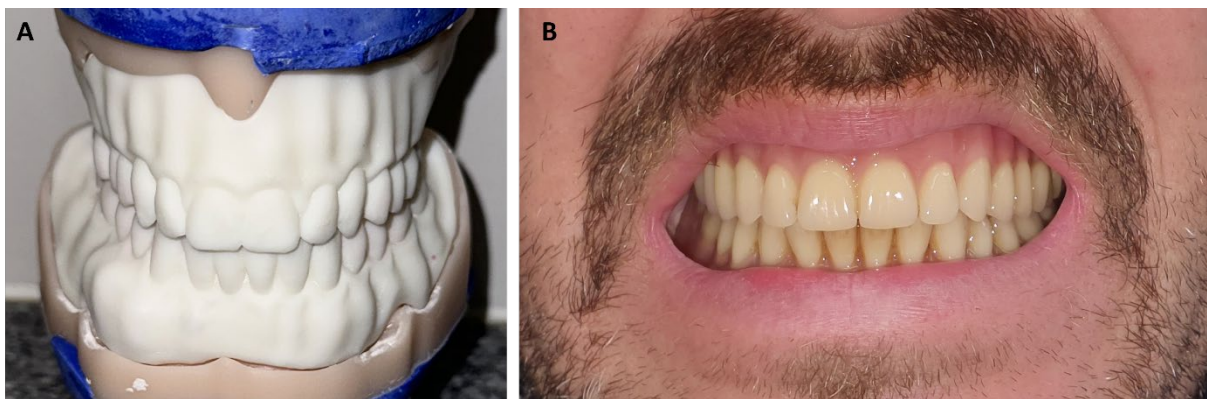
	Polymérisation en cuve			Jet de matière
	SLA	DLP	LCD	
Principe	Laser UV solidifie la résine point par point	Projecteur UV solidifie la résine couche par couche	Écran LCD solidifie la résine	Microgouttes de résine projetées puis durcies par UV
Exactitude				
Etat de surface (lisse)				
Temps d'impression (vitesse de production)				
Facilité de production au fauteuil (prothèse fixée de petite taille, gouttières)				
Productivité (capacité / volume de production)				
Résine réutilisable				
Coût de la chaîne complète	20 000 €	10 000-20 000 €	4000-1000 €	60 000- 90 000 €
Maintenance			Echauffement et durée de vie limitée de l'écran	Buses bouchées
Principales résines et (fabricants)	- Form 3B™, 2B™ (Formlabs) - Denture Base II™ (DENTCA) - PoweResins™ (DentaFab)	- Pro 55S™, 95S™, EU High Impact Denture Base (SprintRay™) - NextDent 5100™, BV (3D Systems) - CraPrint 4.0™ (Külzer) - FotoDent™ denture (Dreve) - EnvisionTEC (Desktop Health) - V-print™ dentbase (VOCO) - E-Denture 3D+™ (EnvisionTEC / Desktop Health) - Freeprint denture™ (Detax) - DentaBase™ (Asiga)	- Nextdent™ LCD1 (3D Systems) - Sonic 4K 2022™, mini 8K™ (Phrozen) - SOL™ (Ackuretta)	- TrueDent-D™ (Stratasys)



1.3.5 Indications actuelles

La résine d'impression 3D est aujourd'hui indiquée pour :

- **la fabrication de base prothétique ou de dents artificielles de prothèses immédiates ou transitoires**, en attendant une stabilisation tissulaire [74],
- **la fabrication de prothèses d'essai** destinées à valider la fonction et l'esthétique du projet prothétique avant fabrication de la PAC définitive (figure 5) [74],
- **la fabrication d'une prothèse rapidement disponible** chez les patients à budget restreint [56,58,74],
- **la duplication d'une prothèse existante** grâce au flux numérique (figures 6-8) [74,75].



***Figure 5** : prothèses amovibles complètes d'essai imprimées en 3D. (A) Prothèses d'essai imprimées en résine blanche. (B) Prothèses d'usage en résine conventionnelle insérées en bouche. (Courtoisie Dr WAKAM)*

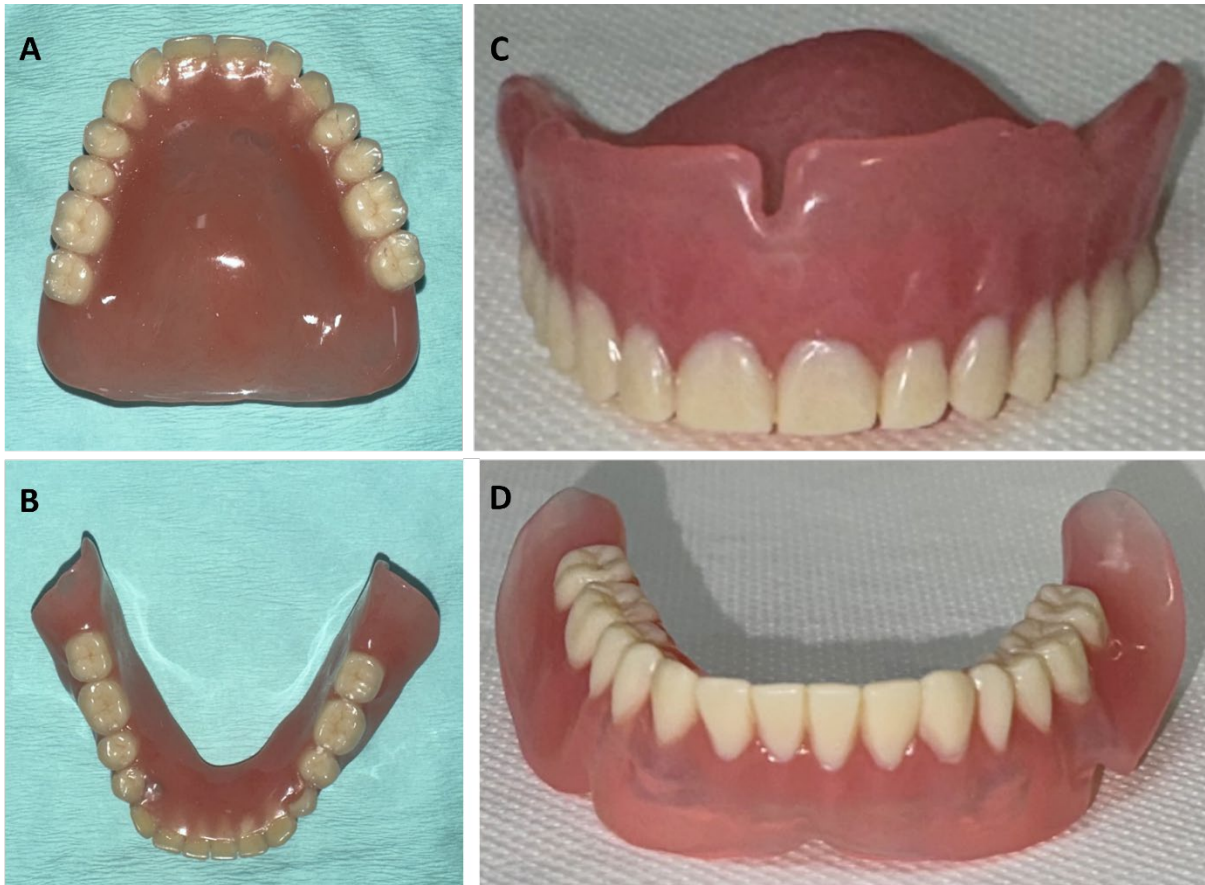


Figure 6 : prothèse amovible complète fabriquée en résine conventionnelle versus en résine imprimée en 3D. (A) et (B) Prothèse maxillaire et mandibulaire en résine conventionnelle. (C) et (D) Duplicata des mêmes prothèses en résine imprimée pour servir de prothèse d'échange durant la réfection complète de base au laboratoire. (Courtoisie Dr WAKAM)

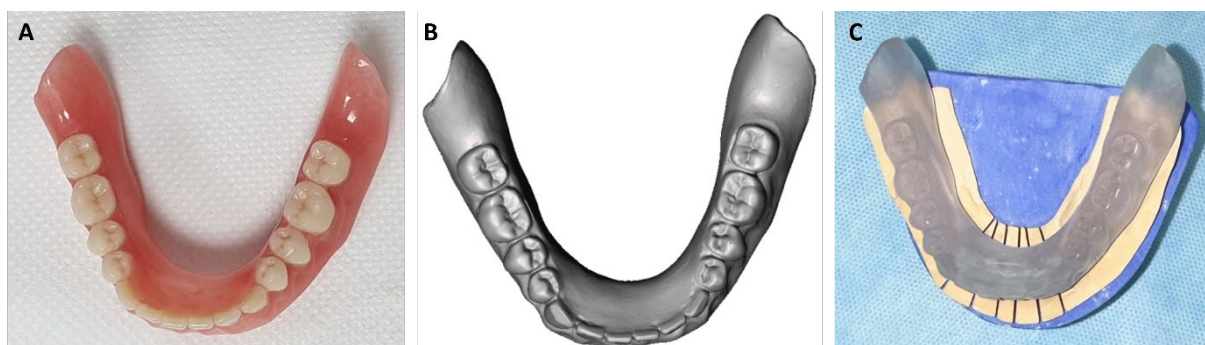


Figure 7 : duplicata de la prothèse amovible complète mandibulaire pour la fabrication d'un porte-empreinte individuel imprimée en 3D. (A) Prothèse mandibulaire. (B) Image STL de l'empreinte numérique de la prothèse. (C) Duplicata de la prothèse en résine transparente pour servir de porte-empreinte pour la réalisation de chapes de rétention supra-radicaux.

(Courtoisie Dr WAKAM)

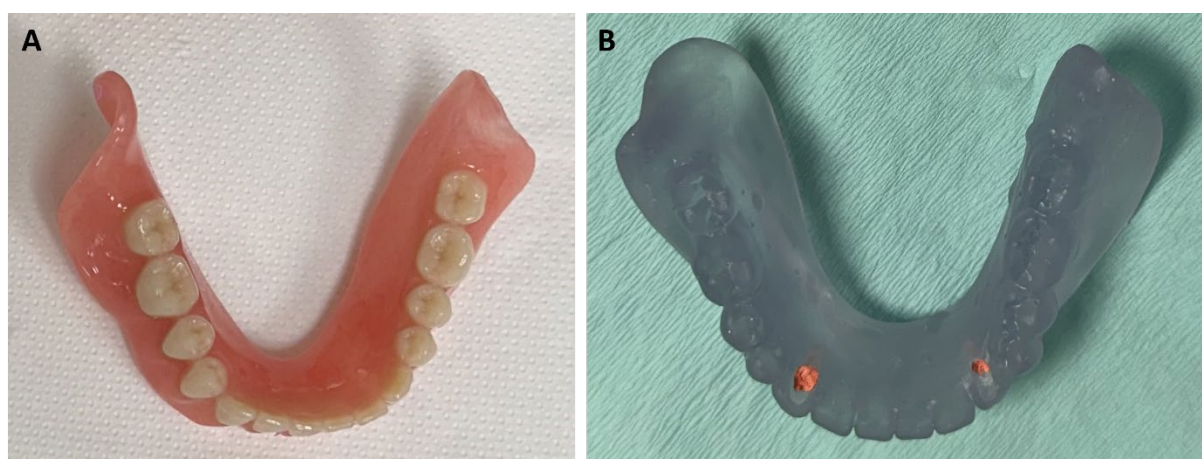


Figure 8 : duplicata de la prothèse amovible complète mandibulaire pour la fabrication d'un guide radiologique imprimé en 3D. (A) Prothèse mandibulaire en résine conventionnelle. (B) Duplicata de la prothèse en résine transparente pour servir de guide radiologique puis de guide chirurgical pour la pose de deux implants symphysaires. (Courtoisie Dr WAKAM)

Les nouvelles générations de résines imprimées 3D actuellement commercialisées, ont-elles des propriétés suffisantes pour être dorénavant considérées comme une alternative fiable en PAC d'usage ? Ou leur indication se limite-t-elle toujours à un usage transitoire ?

2. Évaluation des propriétés des résines d'impression 3D comparées aux résines conventionnelles ou aux résines usinées

2.1 Propriétés mécaniques et physiques

Les principales propriétés mécaniques des résines de base en PAC incluent la stabilité dimensionnelle, la résistance à la flexion (et compression / fatigue), la dureté, la résistance à l'usure (abrasion), ainsi que la ténacité (résistance à la fracture) [2]. Ces caractéristiques conditionnent la durabilité de la prothèse en bouche. Elles ont été évaluées dans de nombreuses études comparatives entre résines conventionnelles (thermopressées ou thermoinjectées), résines usinées (CFAO sur disques prépolymérisés) et résines d'impression 3D photopolymérisables (SLA / DLP).

2.1.1 Stabilité et précision dimensionnelle

La précision d'ajustement de la base prothétique sur son modèle et la stabilité dimensionnelle de la résine dans le temps conditionnent la rétention de la PAC.

Helal *et al.* (2023) dans leur étude in vitro placent la résine imprimée légèrement devant au niveau de la précision globale. L'écart entre le modèle de référence et la base prothétique est de 36,5 μm pour les bases usinées, contre 35,9 μm pour les bases imprimées et 36,3 μm pour les bases pressées [76]. La précision globale de la PAC détermine dans quelle mesure la pièce fabriquée s'adapte au modèle théorique, elle regroupe à la fois l'exactitude, l'écart entre la PAC réalisée et le modèle théorique ainsi que la précision qui détermine elle, la reproductibilité de la PAC.

Kalberer *et al.* (2019) ont montré eux, dans une autre étude in vitro, une exactitude dimensionnelle bien supérieure pour les usinées par rapport à celles imprimées en 3D. Ces valeurs restent stables pour la résine usinée même après immersion dans la salive artificielle mais une légère baisse a été mise en avant pour celles imprimées. Sur une série de vingt PAC, les auteurs rapportent que les bases usinées offrent une meilleure exactitude d'adaptation au niveau des tubérosités, du joint palatin, des crêtes, des freins et du raphé médian [44].

Bien que les trois procédés de fabrication (usinée, imprimée 3D, conventionnelle) aient des valeurs relativement proches avec des écarts minimes, ils respectent tous le seuil clinique de 100 µm. Les bases usinées présentent tout de même un atout majeur lié à l'absence de retrait de polymérisation. Ces deux études sont résumées dans le tableau 6. Cependant, il est nécessaire de tempérer ces résultats car ce sont uniquement des études in vitro et peu d'études cliniques comparatives sont disponibles.

Globalement, si certaines études isolées suggèrent une adaptation équivalente, la tendance générale favorise les bases usinées pour la précision et la stabilité dimensionnelle, suivies des conventionnelles, puis des imprimées.

Tableau 6 : comparatif de la précision dimensionnelle des différents types de résine (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques		Précision dimensionnelle, exactitude (µm)		
			Usinée	Imprimée en 3D	Conventionnelle
Norme	ISO 20795-1		≤ 100 µm		
Helal <i>et al.</i> 2023 [76] Étude in vitro	12 patients édentés		36,52	35,93 ± 0,085	36,27 ± 0,067
Kalberer <i>et al.</i> 2019 [44] Étude in vitro	20 PAC maxillaires étudiées (mesures prises après fabrication, puis après immersion salive artificielle et cycles secs / humides alternés)	Après fabrication	34,93 ± 4,67	95,33 ± 7,54	NE
		Après immersion salive (21 jours)	33,26 ± 2,09	76,59 ± 7,22	
		Après immersion salive le jour et au sec la nuit (21 jours)	33,69 ± 2,62	83,00 ± 7,88	

NE : Non Évalué

2.1.2 Rétention

Pour la rétention moyenne de la PAC, les études cliniques montrent peu de différence entre les techniques de fabrication. Tasaka *et al.* (2019) ont tout de même mis en évidence une rétention moyenne plus importante pour les résines imprimées que celle conventionnelles [77]. Il est à noter également que AlRumaih *et al.* (2018) (étude concomitante avec celle de Al Helal *et al.*, (2017)), ont montré une baisse drastique de la rétention moyenne après utilisation d'un adhésif (Fixodent®) uniquement pour celle usinée alors qu'un léger gain a été trouvé pour la résine conventionnelle [78,79]. Concernant la rétention maximale, Maniewicz *et al.* (2024) ont souligné qu'elle était légèrement plus importante pour les résines imprimées notamment au niveau du joint postérieur maxillaire (après immersion de la prothèse dans une salive artificielle) [80]. Ces résultats sont synthétisés dans le tableau 7.

Tableau 7 : comparatif de la rétention maximale et moyenne des différents types de résines (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques		Rétention maximale (M) ou moyenne (m) en N		
			Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Norme	Pas de seuil normatif officiel				
Maniewicz <i>et al.</i> 2024 [80] Étude clinique contrôlée croisée	20 sujets porteurs de PAC maxillaire après immersion dans la salive (mesures à deux zones anatomiques)	Tubérosités droite et gauche (valeur moyennes arrondies)	M ≈ 12,94	M ≈ 13,03	M ≈ 10,53
		Joint postérieur (valeurs arrondies)	M ≈ 14,54	M ≈ 16,17	M ≈ 12,04
Tasaka <i>et al.</i> 2019 [77] Étude in vitro	Comparaison bases usinées et imprimées à partir d'un scan de modèle en silicone		NE	m : 6,36 ± 1,8	m : 1,652 ± 0,46

NE : Non Évalué

2.1.3 Résistance à la flexion, à la compression et à la fatigue

La résistance à la flexion (ou force à la rupture en flexion trois points) reflète la capacité à supporter les contraintes masticatoires sans rupture du matériau. Les normes ISO retranscrites dans le tableau 3 exigent une valeur minimale de 65 MPa pour les bases de PAC [66].

Les résines acryliques conventionnelles correctement polymérisées se situent généralement entre 60 et 100 MPa, satisfaisant les exigences ISO [81]. Les résines usinées présentent une résistance à la flexion entre 92 et 120 MPa selon Prpić *et al.* (2020). Elles proposent systématiquement les meilleures performances sur ce critère, avec des valeurs supérieures d'environ 25 à 30 % par rapport aux acryliques conventionnelles [73].

La méta-analyse et revue systématique de Vincze *et al.* (2025) rapporte en moyenne 105 MPa pour une base usinée, 90 MPa pour une base conventionnelle, et 71 MPa pour une base imprimée en 3D [36]. Les modules d'élasticité suivent la même hiérarchie. Les PAC usinées affichent une rigidité autour de 4,0-5,0 GPa, équivalente aux PAC conventionnelles, tandis que les PAC imprimées tournent autour de 2,5-3,0 GPa seulement comme le soulignent Zeidan *et al.* (2022) [82].

Vincze *et al.* (2025) concluent que les bases usinées CFAO possèdent une résistance à la flexion significativement supérieure aux bases en résine conventionnelle thermopolymérisée, les bases imprimées se trouvant en dernière position [36]. Les études *in vitro*, plus anciennes, placent l'usinée bien supérieure à l'imprimée ou la conventionnelle [21,42,83]. À noter cependant qu'une analyse *in vitro* a rapporté l'absence de différence statistiquement significative entre les valeurs moyennes de flexion des résines usinées et conventionnelles, soulignant l'importance des protocoles expérimentaux et de la variabilité inter-études [84]. Quoi qu'il en soit, les résines d'impression 3D remplissent tout juste le critère minimal ISO de résistance à la flexion (environ 60-70 MPa) et restent plus fragiles mécaniquement [36,66].

Les données comparatives sur la résistance à la flexion et le module d'élasticité sont résumées dans le tableau 8. Pour ce qui est de la résistance à la compression et à la fatigue, peu d'études spécifiques distinguent clairement les matériaux, mais des résultats similaires peuvent être attendus car les résines usinées présentent la meilleure endurance aux cycles masticatoires répétés [16].

Tableau 8 : comparatif de la résistance à la flexion et du module élastique des différents types de résines (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques de l'étude	Module élastique (GPa) Résistance à la flexion (MPa)			
		Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle	
				Pressée	Injectée
Norme	ISO 20795-1 :2013	ME ≥ 2,0 GPa RF ≥ 65 MPa			
Vincze <i>et al.</i> 2025 [36] Revue systématique et méta-analyse	37 études	ME : 4,12 RF : 105,0	ME : 2,53 RF : 71,2	ME : 2,74 RF : 90.8	ME : 2,22 RF : 87,1
Srinivasan <i>et al.</i> 2021 [42] Étude in vitro	6 blocs de résines analysés (9 échantillons par résine)	ME : 3,04 RF : 114,108 ± 3,03	ME : 2,62 RF : 99,684 ± 1,61	NE	NE

NE : Non Évalué

2.1.4 Dureté

La dureté d'un matériau dentaire conditionne sa résistance aux rayures, à l'abrasion et à la déformation permanente.

Ayman (2017) a montré que la dureté Vickers pour la résine usinée est significativement supérieure à celle d'une résine conventionnelle, toutes deux étant testées sur plusieurs zones de mesure des échantillons de résine [85].

La revue systématique et méta-analyse de Vincze *et al.* (2025) confirment cet écart avec une dureté moyenne d'environ 25,6 VHN pour la résine usinée contre 17,5 VHN pour la résine imprimée. La résine conventionnelle se situe elle autour de 21-22 VHN et a un comportement intermédiaire [36].

Lourinho *et al.* (2022) et Neves *et al.* (2022) avaient mesuré eux, une dureté de la résine conventionnelle supérieure à la résine imprimée [35,86].

Concrètement, cela se traduit par une meilleure résistance des bases usinées à l'abrasion liée au brossage ou à l'usage, par rapport aux bases imprimées qui peuvent s'user plus rapidement. Les différences de valeurs entre études pourraient s'expliquer par des résines de formulations chimiques différentes ou des méthodes d'évaluations différentes. Cependant la tendance générale classe la résine usinée comme la plus dure, suivie de la conventionnelle, puis de l'imprimée. Les données comparatives sur la dureté des résines sont résumées dans le tableau 9.

Tableau 9 : comparatif de la dureté des différents types de résines résine (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques	Dureté moyenne		
		Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Norme	Pas de seuil normatif officiel	Valeur acceptable rapportée dans les études : Vickers (VHN) : 18–21 Knopp (KHN) : aucune valeur seuil définie		
Vincze <i>et al.</i> 2025 [36] Revue systématique et méta-analyse	63 études analysées	25,6 VHN	17,5 VHN	Pressée : 22,1 VHN Injectée : 21 VHN
Lourinho <i>et al.</i> 2022 [35] Revue systématique et méta-analyse (études in vitro)	93 études analysées 9 études incluses dans la revue	NE	30,17 ± 1,38 VHN	41,63 ± 2,03 VHN
Neves <i>et al.</i> 2022 [86] Étude in vitro	- 32 échantillons (8 échantillons par résine) - 4 résines étudiées (2 conventionnelles et 2 d'impression 3D)	NE	11,6-12,5 ± KHN	14,1-14,9 ± KHN

NE : Non Évalué

2.1.5 Résistance à l'usure : abrasion, rugosité

La rugosité de surface a un rôle central dans l'usure et la rétention de plaque. Les bases usinées, fraisées dans un bloc homogène, présentent une surface très lisse une fois polies. Cette surface est plus lisse en moyenne que celles obtenues par impression 3D ou par moulage conventionnel.

De son côté, Vincze *et al.* (2025) rapportent une rugosité moyenne d'environ 0,30 µm (usinée), 0,48 µm (imprimée) et 0,59-0,79 µm (conventionnelle qu'elle soit pressée ou injectée) [36]. Ces données, résumées dans le tableau 10 suggèrent que la CFAO procure des surfaces plus régulières, plus lisses et moins enclines à l'abrasion.

En pratique, toutes ces résines peuvent être polies cliniquement à un niveau satisfaisant, mais la résine usinée tend à conserver un poli plus durable, tandis que la résine imprimée reste légèrement moins lisse, même après polissage. Cette différence pourrait favoriser une usure plus rapide et une accumulation de plaque accrue pour les résines imprimées 3D (voir la partie sur les propriétés biologiques) [87].

Tableau 10 : comparatif de la rugosité de surface des différents types de résines résine (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques	Rugosité de surface, abrasion (µm)		
		Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Norme	Pas de seuil normatif officiel	Valeur définie comme acceptable par les études : ≤ 0,2 µm		
Vincze <i>et al.</i> 2025 [36] Revue systématique et méta-analyse	37 études analysées	0,302	0,480	- Pressée : 0,592 - Injectée : 0,798

NE : Non Évalué

2.1.6 Résistance à la fracture (résilience et ténacité)

La ténacité se définit par la capacité d'un matériau à absorber un choc sans se fracturer. Elle est déterminante pour éviter la fracture de la base de PAC, notamment en cas de chute accidentelle de la prothèse. Les résines usinées se distinguent par une excellente ténacité, attribuable à l'absence de défauts internes (porosités, microfissures). Quant aux résines conventionnelles, elles présentent une résistance intermédiaire, dépendant du mode de polymérisation. Par exemple, les acryliques injectées peuvent présenter une résilience supérieure à celles compressées.

Selon la méta-analyse de Vincze *et al.* (2025), l'énergie à la fracture moyenne est d'environ 20,8 kJ/m² pour les bases usinées contre 15,4 kJ/m² pour les bases imprimée en 3D. Les bases acryliques conventionnelles pressées se situeraient plus bas (8,6 kJ/m²), tandis que celles injectées peuvent atteindre 29,9 kJ/m². Ainsi, une résine acrylique injectée de haute qualité pourrait ponctuellement rivaliser avec l'usinée en termes de ténacité, avec une variabilité selon les formulations et les protocoles [36].

La majorité des études place la résine usinée devant la résine conventionnelle, elle-même devant la résine imprimée. Ces données sont résumées dans le tableau 11. Par précaution, les prothèses imprimées 3D sont souvent plus épaisses ou renforcées (armatures métalliques, fibres) lorsqu'elles sont destinées à un usage prolongé, afin de compenser cette moindre robustesse [36].

Tableau 11 : comparatif de la résistance à la fracture des différents types de résines (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques	Résistance à la fracture / force d'impact (kJ/m ²)		
		Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Norme	ISO 20795-1 : 2013	≥ 0,9 kJ/m²		
Vincze <i>et al.</i> 2025 [36] Revue systématique et méta-analyse	8 études double bras in vitro	20,8	15,4	- Pressée : 8,61 - Injectée : 29,9

NE : Non Évalué

2.1.7 Nombre ou taux de monomères résiduels

Un enjeu majeur, à la fois mécanique et biologique, est la quantité de monomère résiduel après polymérisation. Celle-ci peut affecter la rigidité du matériau et sa biocompatibilité.

Les résines usinées, prépolymérisées en usine, présentent un taux de monomère résiduel quasi nul, sous les seuils de détection. Les résines conventionnelles bien polymérisées en contiennent très peu (de l'ordre de 1-2 % maximum). Cependant un traitement inadéquat peut laisser des traces pouvant altérer les propriétés mécaniques et la tolérance tissulaire. Les résines imprimées 3D correctement post-traitées (lavage, rinçage + polymérisation UV), affichent elles aussi un taux de monomères libres très faible, comparable aux conventionnelles [71,85,88,89].

En revanche, il est admis que sans post-polymérisation complète, les résines imprimées 3D peuvent conserver des monomères non polymérisés en surface. Les protocoles de décontamination et de photopolymérisation UV après impression, doivent donc être systématiques [90]. En somme, lorsque les protocoles sont optimisés, les différences de monomères résiduels sont faibles et n'ont qu'un impact négligeable sur les performances mécaniques en bouche (voir aussi propriétés biologiques).

2.1.8 Solubilité et absorption hydrique

La solubilité et l'absorption hydrique conditionnent la stabilité dimensionnelle et le vieillissement du matériau. Selon la norme ISO 20795-1, l'absorption d'eau maximale pour une résine est de $32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ et la solubilité maximale de $1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ [2]. Toutes les résines actuelles (conventionnelle, usinée, imprimée) remplissent ces critères même s'il existe des différences plus ou moins importantes entre ces matériaux.

Les résines imprimées 3D donnent des résultats plus contrastés. Une étude récente leur attribue une absorption d'eau plus faible que celle des résines acryliques conventionnelles. Cantelli *et al.* (2024) ont évalué une résine imprimée 3D (Cosmos Denture® (Yllér)) et ont mesuré une absorption hydrique atteignant $15,16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$, soit une valeur 1,5 fois inférieure à celle obtenue pour la résine conventionnelle témoin ($24,91 \mu\text{g}/\text{mm}^3$). Concernant la solubilité, ces mêmes auteurs rapportent une solubilité nulle à quelques $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ pour la résine conventionnelle alors que la résine imprimée relarguait $2,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ de substances solubles [91]. Les données de l'étude sont résumées dans le tableau 12 ci-dessous.

Tableau 12 : comparatif de la solubilité et de l'absorption hydrique des différents types de résines d'après Cantelli *et al.* (2024).

Étude	Paramètre évalué	Norme ISO 20795-1 :2013	Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Cantelli <i>et al.</i> 2024 [91] Étude in vitro	Solubilité ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	$\leq 1,6 \mu\text{g}/\text{mm}^3$	NE	$2,33 \pm 0,48$	$0,00 \pm 0,00$
	Absorption hydrique ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	$\leq 32 \mu\text{g}/\text{mm}^3$	NE	$15,16 \pm 0,57$	$24,91 \pm 0,55$

NE : Non Évalué

Une étude in vitro de Gad *et al.* (2022) a évalué la solubilité et l'absorption hydrique de différentes résines de base avant et après vieillissement thermique (thermocyclage). Il en ressort que les résines imprimées en 3D présentent des valeurs de solubilité et d'absorption plus élevées que la résine conventionnelle, surtout après les cycles thermiques [92]. Ces valeurs sont résumées dans le tableau 13.

Tableau 13 : comparatif de la solubilité et de l'absorption hydrique des différents types de résines d'après Gad *et al.* (2022).

Étude	Paramètre évalué	Avant / après cycles thermiques	Usinée	Imprimée 3D			Conventionnelle
				Nextdent Denture 3D+ (3D Systems)	Denture base OP resin (Formlabs)	DentaBASE (Asiga)	
Gad <i>et al.</i> 2022 [92] Étude in vitro sur 80 disques de résines	Solubilité (µg/mm ³)	Avant	NE	1,09 ± 0,2	0,94 ± 0,12	1,01 ± 0,1	0,53 ± 0,1
		Après	NE	1,5 ± 0,2	1,4 ± 0,24	1,16 ± 0,14	1,53 ± 0,07
	Absorption hydrique (µg/mm ³)	Avant	NE	19,83 ± 1,2	17,86 ± 0,83	20,1 ± 1,2	16,1 ± 1,1
		Après	NE	25,99 ± 1,3	25,92 ± 1,2	24,64 ± 0,92	21,1 ± 1,3

NE : Non Évalué

Enfin, Poker *et al.* (2023) ont mesuré que les résines conventionnelles présentaient un angle de contact plus élevé que les résines imprimées 3D. Elles repoussent mieux l'eau du fait de la moindre mouillabilité. À l'inverse, les résines 3D sont plus hydrophiles et potentiellement plus sensibles à l'absorption d'humidité [93].

Il est donc possible que les résines 3D actuelles, fortement réticulées, libèrent peu de composants (faible solubilité) mais qu'elles absorbent davantage d'eau en raison d'une structure polymérique plus hydrophile. Il convient de mentionner que les études comparatives incluant les résines usinées demeurent encore limitées dans la littérature. Quoi qu'il en soit, ces paramètres restent dans des ordres de grandeur acceptables pour un usage clinique et aucune détérioration majeure en bouche liée à l'absorption d'eau n'a été rapportée sur les PAC imprimées.

2.1.9 Sensibilité aux variations environnementales

Le maintien des propriétés mécaniques face aux variations de température, d'humidité et aux contraintes chimiques (pH salivaire) reste peu documenté pour les résines imprimées, ces matériaux étant récents.

Geiger *et al.* (2024) ont évalué le comportement mécanique de plusieurs résines imprimées en 3D pour PAC (résistance à la flexion, module d'élasticité, et ténacité). Elles ont été soumises à un vieillissement artificiel en milieu humide ou sec. Les résultats de cette étude montrent que le vieillissement induit une altération modérée des propriétés mécaniques des résines imprimées 3D (baisse de la ténacité notamment), sans toutefois affecter significativement les résines usinées plus stables [94].

Globalement, l'ensemble des matériaux de base PMMA (imprimés, usinés ou conventionnels thermopressés / thermoinjectés) montrent une assez bonne résistance au vieillissement thermique et chimique *in vitro*. Les variations dimensionnelles et colorimétriques y sont limitées, même après de longues expositions à la chaleur, à l'eau ou aux UV [94].

D'après AL-Ameri *et al.* (2025) les résines conventionnelles tendent à jaunir, à brunir ou à s'assombrir légèrement avec le temps. Les résines imprimées peuvent également subir un léger jaunissement ou une perte de propriétés mécaniques après un vieillissement prolongé [95].

Les résines usinées, elles, bénéficient d'une structure très homogène conférant une excellente résistance au vieillissement sans changements notables dans le temps [39,46].

Conclusion sur les propriétés mécaniques et physiques

En synthèse, les résines CFAO usinées apparaissent plus performantes mécaniquement pour la fabrication des bases de PAC par rapport aux résines acryliques conventionnelles. Le gain est clair en termes de résistance à la flexion, de dureté, et de résistance à l'usure. Les résines conventionnelles restent satisfaisantes et cliniquement éprouvées, mais affichent des performances en moyenne 20 à 30 % inférieures aux résines usinées sur divers tests [25,36,42,76]. Toutefois une méta-analyse récente de 2025 nuance ce constat en indiquant qu'aucune différence significative n'a été recensée entre résine usinée et conventionnelle sur l'ensemble des propriétés mécaniques [96]. Ce résultat avait déjà été rapporté quelques années plutôt dans une précédente méta-analyse [97].

A l'inverse, les résines d'impression 3D présentent encore en 2025 des propriétés mécaniques en retrait. La résistance à la flexion est à la limite des normes, la dureté moindre et une tendance à l'usure et à la fracture plus marquée a été recensée. La plupart des études les classent en dernière position sur les critères mécaniques essentiels [35,36].

Aucune étude n'a conclu à une équivalence entre impression 3D et les deux autres techniques. Ainsi, en attendant de nouveaux progrès tels que des formulations renforcées ou une meilleure photopolymérisation, les résines 3D en PAC devront être considérées comme des matériaux transitoires plutôt que d'usage [16].

Les résines imprimées peuvent convenir pour des PAC d'essai ou transitoires, mais n'offrent pas encore à ce jour la fiabilité mécanique attendue pour détrôner les résines PMMA conventionnelles et usinées en PAC d'usage [36,47,48,98].

2.2 Propriétés biologiques

2.2.1 Biocompatibilité et cytotoxicité

La surface interne d'une PAC, en contact intime de la muqueuse palatine, constitue un milieu chaud et humide propice au développement de biofilm microbien. L'adhésion microbienne dépend notamment de la rugosité de surface et la composition du matériau. Un des défis biologiques est de minimiser cette colonisation pour prévenir des pathologies telles que la stomatite prothétique (souvent associée à *Candida albicans*) ou la mauvaise haleine.

À cet égard, des différences ont été rapportées entre les différents types de résines. Les bases usinées semblent moins propices à la contamination microbienne que les bases conventionnelles ou imprimées.

Al Fouzan *et al.* (2017) ont montré que les échantillons de résine PMMA conventionnelle accumulaient environ deux fois plus de biofilm de *Candida albicans* que ceux usinées [99]. Cette colonisation moindre est généralement attribuée à la surface plus lisse des résines usinées et à l'absence de monomères résiduels qui peuvent l'une ou l'autre favoriser la croissance microbienne. Cette répartition est présente dans plusieurs études. Selon Meirowitz *et al.* (2021) l'adhésion des microorganismes est faible sur les résines usinées, intermédiaire sur les résines conventionnelles, et élevée sur les résines imprimées [100]. De même, Koujan *et al.* (2023) ont rapporté une adhésion significativement plus importante de *Streptococcus mutans* et *Staphylococcus aureus* sur les résines imprimées 3D, comparées aux résines usinées et conventionnelles [101]. Il faut préciser que ces trois études citées ont obtenu leurs résultats uniquement in vitro.

Enfin, la revue systématique très récente d'Alqarawi et Gad. (2024) conclut que les bases usinées réduisent significativement l'adhésion microbienne par rapport aux bases conventionnelles, et plus encore par rapport aux bases imprimées. Ces dernières sont décrites comme ayant une forte tendance à la colonisation bactérienne [102].

Les données de toutes ces études sont synthétisées dans le tableau 14.

Tableau 14 : comparatif de l'adhésion du *C.albicans* aux différents types de résines (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques	Adhésion moyenne au microorganisme		
		Usinée	Imprimée 3D	Conventionnelle
Norme	Pas de seuil normatif officiel ou de seuil de performance			
Meiowitz <i>et al.</i> 2021 [100] Étude in vitro	Mesure du nombre de cellules de microorganismes adhérent sur 6 échantillons (valeurs arrondies)	≈ 100	≈ 420	≈ 200
Koujan <i>et al.</i> 2023 [101] Étude in vitro	<i>C. albicans</i> 60 blocs de résines acryliques	+	+++	+
Alqarawi et Gad. 2024 [102] Revue systématique	<i>C. albicans</i> 15 études	+	+++	++

NE : Non Évalué

(+) faible / (++) moyen ou modéré / (+++) élevé

Ces études corroborent les observations cliniques selon lesquelles la stomatite est plus fréquemment retrouvée sous les prothèses fabriquées avec des techniques « rapides », par exemple avec une résine autopolymérisable ou une résine imprimée pour une mise en charge immédiate, que sous les prothèses traditionnelles bien traitées. Néanmoins, une bonne hygiène prothétique et un entretien régulier (brossage, trempage antiseptique) demeurent des facteurs bien plus déterminants pour la santé buccale que le type de résine en lui-même [103,104].

La revue systématique de Alqarawi et Gad (2024) indique que l'ajout d'agents antifongiques dans la formulation des résines imprimées 3D peut réduire nettement l'adhésion de *C. albicans* [102]. Cette approche innovante d'incorporation de particules antimicrobiennes dans la résine lors de l'impression, pourrait à l'avenir, améliorer le profil biologique des PAC imprimées. De plus, la surface plus irrégulière des résines 3D (microrelief lié aux couches successives d'impression) et la nature chimique de leur réseau polymère favorisent l'adhésion des champignons et bactéries buccales.

Le polissage joue également un rôle majeur. Une résine imprimée correctement polie et vernie peut voir son taux d'adhésion microbienne diminuer drastiquement jusqu'à des niveaux similaires autres résines d'après Alqarawi et Gad. (2024) [102].

Il est ainsi recommandé de soigner la finition des PAC, en particulier celles des PAC imprimées (polissage, laquage éventuel). Les protocoles de post-polymérisation doivent être respectés également scrupuleusement d'après Li *et al.* (2021). Une résine insuffisamment photopolymérisée peut présenter, non seulement une biocompatibilité moindre, mais aussi une surface plus enclin à retenir le biofilm [105].

Enfin, il faut noter que les différences d'adhésion s'observent principalement sur *C. albicans* (agent de stomatite). Les résultats sont moins tranchés pour les bactéries cariogènes et parodontopathogènes où les études sont encore limitées [106,107].

Conclusions sur les propriétés biologiques

En résumé, sur le plan biologique, les matériaux peuvent être classés du meilleur au pire comportement face à la colonisation microbienne de la façon suivante. D'abord la résine usinée (surface lisse, peu de sites d'accrochage), puis la résine acrylique conventionnelle, et enfin résine imprimée en 3D (surface plus poreuse à l'échelle microscopique) [102]. Pourtant, toutes les résines de PAC actuellement utilisées sont globalement biocompatibles et cliniquement sûres, à condition de respecter les protocoles de fabrication.

La résine acrylique conventionnelle n'a pas révélé de danger notable et est bien tolérée. hormis de rares cas d'allergies au monomère résiduel qui ont été découvertes chez des patients sensibles [107]. La résine usinée apparaît elle, comme le matériau le plus neutre biologiquement. Elle ne libère quasiment aucune substance et possède une surface très peu propice à l'accumulation de microorganismes [99].

Les résines imprimées 3D sont également biocompatibles lorsqu'elles sont correctement post-traitées mais elles présentent une tendance plus marquée à l'adhésion microbienne sur leur surface [99]. En effet une stomatite prothétique peut être provoquée à cause de champignons (*C. albicans*) ou de bactéries si l'hygiène orale est insuffisante [106,107].

Des solutions sont à l'étude (ajout d'agents antifongiques dans la résine d'impression, vernis protecteur sur la surface de la prothèse après impression) pour pallier à cet inconvénient [108,109].

En attendant, les résines usinées seront dédiées aux cas nécessitant une mise en œuvre rapide ou une solution transitoire. Cela suppose d'assurer une polymérisation UV complète et un polissage soigneux afin de minimiser les risques biologiques. En somme, les résines imprimées en 3D peuvent être considérées comme satisfaisantes au niveau biologique, mais restent perfectibles. Leur biocompatibilité intrinsèque est bonne mais leur comportement en milieu buccal (plaque, coloration, odeurs) nécessite des améliorations pour rivaliser avec les matériaux traditionnels [10,29,30,107].

2.3 Propriétés esthétiques et optiques

2.3.1 Variabilité de la teinte, translucidité et mimétisme des tissus vivants

Les qualités esthétiques d'une PAC regroupent la teinte, la translucidité, la stabilité colorimétrique et les possibilités d'individualisation. La résine acrylique conventionnelle demeure la référence pour son rendu naturel, sa richesse en coloris et ses possibilités de maquillage [28]. Les résines usinées ont aussi un très bon rendu esthétique grâce aux disques multichromatiques. Les résines imprimées, longtemps limitées en teintes, se sont récemment améliorées avec des gammes plus variées dont les résines « gingiva » translucides⁸ [110].

Pour la teinte initiale, les trois familles de résines offrent un rendu satisfaisant. Les résines conventionnelles sont disponibles en nombreuses nuances. Celles usinées existent en plusieurs teintes prédéfinies avec parfois une bi-stratification. Enfin les imprimées se déclinent en rose clair ou moyen avec une translucidité parfois légèrement inférieure [39].

L'étude de Gad *et al.* (2024) a évalué la stabilité colorimétrique des résines usinées, conventionnelles et imprimées en 3D après 500 cycles de vieillissement thermique dans un bain nettoyant [39].

Ces résultats concordent aux observations de Çakmak *et al.* (2022). Les quatre types de résines évalués ont été soumis à des cycles de brossage et des cycles thermiques de 5 à 55 °C. (10 000 cycles correspondant à un vieillissement de 2 ans) [111]. Les résultats de cette étude (tableau 15) montrent que la résine imprimée Denture 3D+™ (Nextdent) présente la plus forte variation de couleur (jusqu'à $\Delta E = 2,83$), dépassant le seuil de perceptibilité clinique de l'étude ($\Delta E \geq 1,72$). À l'inverse, la résine usinée D.O.O® (Polident) affiche la variation la plus faible ($\Delta E_{\text{max}} = 0,90$), bien en dessous de ce seuil. La résine conventionnelle Promolux® (Dreve) reste intermédiaire ($\Delta E = 1,62$). Cependant, bien qu'imprimée en 3D, la résine Denturetec® (Ivoclar) affiche une stabilité comparable à celle des résines usinées ($\Delta E = 0,69$) .

⁸ <https://dental.formlabs.com/store/materials/denture-base-resin/> (consulté le 10/09/25)
<https://nextdent.com/products/denture-3dplus/> (consulté le 10/09/25)

L'étude conclue que la résine usinée présente la meilleure stabilité de teinte au vieillissement, suivie de la résine conventionnelle, tandis que certaines résines imprimées en 3D apparaissent plus sensibles aux altérations colorimétriques [111].

Les résultats des deux études sont réunis dans le tableau 15 ci-dessous.

Tableau 15 : comparatif de la différence de couleurs (ΔE) pour les différents types de résines résine (tableau personnel).

Étude	Caractéristiques	Différence de couleurs (ΔE_{SCE})			
		Usinée	Imprimée 3D		Conventionnelle
Norme	Pas de seuil normatif officiel	Valeurs définies par les études : - $\Delta E < 1-2$: changement cliniquement non perceptible - $\Delta E < 2-4$: cliniquement acceptable			
Gad <i>et al.</i> 2024 [39] Étude in vitro	54 disques de résine 500 cycles thermiques dans un produit nettoyant	0,911 ± 0,075	1,957 ± 0,129		1,366 ± 0,110
Çakmak <i>et al.</i> 2022 [111] Étude in vitro	4 résines, 10 échantillons par résine, spectrophotométrie	D.O.O® (Polident)	Nextdent Denture 3D+™ (3D Systems)	Denturetec® (Ivoclar Vivadent)	Promolux® (Dreve)
	Polissage puis 10 000 cycles de brossage	0,71 (0,56-2,07)	1,36 (1,13-1,59)	0,57 (0,28-0,87)	0,70 (0,52-1,05)
	10 000 cycles thermiques après brossage	0,83 (0,45-1,71)	2,10 (1,83-2,43)	0,51 (0,38-1,06)	0,68 (0,52-0,78)
	Polissage, puis à nouveau 10 000 cycles de brossage	0,90 (0,77-1,38)	2,83 (2,57-2,93)	0,69 (0,61-0,77)	1,62 (1,28-1,91)

Quarni *et al.* (2020) ont évalué le pourcentage d'accumulation de taches sur différentes résines. Ils rapportent une accumulation de pigments nettement plus faible sur les résines usinées que celles conventionnelles, respectivement 8 % contre 43-58 %. Ces résultats suggèrent une bien meilleure résistance aux colorations alimentaires pour les résines usinées [112].

Conclusions sur les propriétés esthétiques et optiques

En résumé, les résines usinées se distinguent par leur stabilité esthétique dans le temps, les conventionnelles gardent de bonnes performances, et les imprimées restent légèrement en retrait mais en constante amélioration.

2.4 Propriétés technologiques : possibilités de maquillage, facilité d'utilisation et de manipulation

Les propriétés technologiques des résines réunissent la facilité d'utilisation, de manipulation et les possibilités de personnalisation esthétique (maquillage) des matériaux.

Les résines CFAO permettent une personnalisation précise grâce au processus numérique. Le praticien peut prévisualiser et ajuster les détails esthétiques en temps réel avant l'impression définitive ou l'usinage de la prothèse [56].

Quel que soit le type de matériau, le maquillage consiste à appliquer des résines fluides teintées puis à réaliser une photopolymérisation UV. Cette procédure permet une caractérisation détaillée et un meilleur mimétisme de la muqueuse buccale. C'est particulièrement utile pour les résines limitées en teinte (imprimées et usinées). Il est ainsi possible d'imiter les capillaires sanguins et les nuances subtiles des tissus gingivaux naturels.

En termes de manipulation, les résines imprimées possèdent un avantage considérable par rapport aux méthodes conventionnelles. Elles offrent une forte reproductibilité. Plusieurs pièces prothétiques peuvent être imprimer simultanément, réduisant ainsi le temps de laboratoire [74]. Mais un post-traitement rigoureux est indispensable, avec un nettoyage à l'alcool isopropylique puis une polymérisation UV pour éliminer les résidus monomériques et garantir la biocompatibilité. Des études ont mis en évidence qu'une polymérisation insuffisante pourrait induire des propriétés mécaniques amoindries et une cytotoxicité résiduelle nuisant à la qualité finale de la prothèse [90].

L'apprentissage des outils numériques peut toutefois freiner les praticiens et techniciens peu familiers à ces nouvelles technologies.

Conclusions sur les propriétés technologiques

En résumé, les résines conventionnelles offrent une large palette de teintes et beaucoup de possibilités de personnalisation esthétique, notamment via des maquillages gingivaux réalistes [14,28]. Les résines usinées, bien que plus limitées en nuances, permettent une caractérisation fine grâce aux maquillages photopolymérisables [60]. Les résines imprimées, enfin, se distinguent par leurs propriétés technologiques avancées et leur potentiel de personnalisation, à condition de respecter rigoureusement les protocoles de manipulation et de post-traitement [90].

2.5 Coût et durée de mise en œuvre

Le protocole de fabrication de la PAC varie fortement selon le type de résine choisi. La technique conventionnelle comporte de nombreuses étapes manuelles et demeure chronophage. La méthode numérique d'usinage débute par la conception assistée par ordinateur (CAO) à partir de l'empreinte numérique. L'usinage proprement dit, lui est rapide (moins de deux heures) et suivi des étapes de finition (débridement, polissage) [20]. Une étude rétrospective menée par Arakawa *et al.* (2022) sur 32 patients a montré que les PAC usinées n'exigent pas plus de visites cliniques que les PAC conventionnelles. Cependant les coûts de laboratoire sont plus faibles et donc le coût global moindre [113]. Toutefois, cette étude reste contextuelle et ne prend pas en compte l'investissement ni l'amortissement du matériel. De plus, elle est limitée à la Suisse et peu de données sont disponibles pour la France.

L'impression 3D s'intègre dans un flux CFAO proche de celui de l'usinage mais avec une durée d'impression variable entre une et quatre heures selon la résolution, le nombre de pièces imprimées simultanément et en ajoutant le post-traitement. Le rendement au cabinet s'en trouve donc optimisé.

De plus, le post-traitement (nettoyage à l'alcool isopropylique, retrait des supports, polymérisation UV pendant 10 à 30 minutes) est indispensable pour garantir les propriétés optimales en termes de résistance et de biocompatibilité. Le gain de temps des PAC imprimées reste peu documenté. Il est généralement admis que leur réalisation est au moins équivalente, voire plus rapide, que celles conventionnelles. Leur coût global reste inférieur à celui des PAC usinées, en raison d'une moindre consommation de matériau et d'une production plus rapide d'après une revue et méta-analyse récente [20].

Du point de vue du clinicien, l'intégration des résines 3D dans un flux numérique apporte plusieurs avantages pratiques. Lorsqu'il est optimisé, ce flux permet de réduire le nombre de séances nécessaires : une prothèse complète numérique (usiné ou imprimé) peut être ainsi finalisée en seulement deux séances réparties sur une semaine d'après la littérature, contre quatre à cinq séances étalées sur trois à quatre semaines pour une PAC conventionnelle [4]. Cette rapidité s'explique par la suppression de certaines étapes laboratoires en flux numérique (prise d'empreinte secondaire, montage en cire) et par la possibilité de réaliser plusieurs bases prothétiques lors de l'impression. Néanmoins, AL-Dwairi *et al.* (2023) souligne que l'investissement initial pour l'équipement numérique reste très conséquent [18]. D'autres études vont également dans ce sens [57,113].

Enfin, l'impression 3D offre un potentiel inédit. À partir de petites imprimantes 3D de bureau abordables, le praticien peut produire lui-même une base prothétique au cabinet en quelques heures [4]. Ceci est inenvisageable avec l'usinage (les fraiseuses CFAO étant très coûteuses et volumineuses) ou avec la méthode conventionnelle, qui requièrent toutes les deux, un laboratoire équipé et spécialisé. La technique d'impression 3D apparaît ainsi comme une solution plus rapide et plus économe sur le moyen à long terme [6].

2.6 Satisfaction du patient et expérience du praticien

La revue systématique d'Alotaibi (2025) conclut que les PAC réalisées par impression 3D offrent une satisfaction globale équivalente aux prothèses conventionnelles [114]. Certaines études rapportent malgré tout, des scores légèrement inférieurs pour l'esthétique ou la phonation. Par ailleurs, une enquête rétrospective menée à l'Université d'Ohio a montré que la plupart des patients déjà porteurs de PAC, étaient satisfaits de leur nouvelle prothèse numérique. 70 % l'ont jugé même « meilleure » que l'ancienne prothèse conventionnelle [114].

Un essai clinique contrôlé randomisé en double aveugle mené sur quinze patients porteurs de PAC n'a montré aucune différence significative entre des prothèses fabriquées par usinage ou par impression 3D quant au ressenti patient [20]. Les deux types de prothèses sont jugées tout aussi confortables et acceptables par les patients. Cela met en évidence, qu'en situation de double aveugle, les patients ne distinguent pas la méthode de fabrication. De même une étude récente n'a pas trouvé de différences significatives entre résine usinée et résine conventionnelle en termes de satisfaction et de qualité de vie [115].

Sur le plan de l'ajustage prothétique lors de la pose des prothèses en bouche, les données actuelles montrent que les PAC imprimées en 3D ne nécessitent pas plus de retouches que les prothèses conventionnelles. La méta-analyse de Jafarpour *et al.* (2024) indique des taux d'ajustements cliniques similaires, tandis que les prothèses usinées requièrent significativement moins de corrections [45]. Dans une autre étude, les praticiens notent toutefois que les bases imprimées, comparées aux bases usinées, nécessitent davantage de temps d'ajustement lors de la mise en place initiale de la prothèse [116]. Ces données suggèrent qu'en pratique, les patients ne perçoivent pas de différence majeure de confort ou de qualité de vie entre une base prothétique CFAO et une base fabriquée en résine traditionnelle.

Conclusions sur la satisfaction du patient et l'expérience du praticien

En résumé, l'expérience clinique à ce jour suggère une acceptation clinique favorable des résines 3D en PAC, aussi bien du côté du patient (confort, satisfaction) que du côté du praticien (simplification du flux de travail, gain de temps). Cela, sous réserve d'une maîtrise adéquate du flux numérique.

2.7 Fiabilité, durabilité et recul clinique

La question de la durabilité à long terme des bases prothétiques en résine d'impression 3D reste ouverte, faute du recul clinique actuel. Ces matériaux ont été introduits en odontologie que très récemment (après 2010), et peu de données cliniques à moyen ou long terme sont disponibles (au-delà de deux à trois ans). Il est donc impossible d'évaluer en 2025 ces résines sur une durée supérieure à cinq ou dix ans.

Concernant l'adhésion entre dents acryliques et bases imprimées, Dimitrova *et al.* (2022) indiquent qu'elle est potentiellement plus faible que sur les bases conventionnelles. Cela s'explique par l'absence de fusion des monomères base-dents et constitue donc un point de vigilance particulier pour la durabilité de la prothèse [16]. De même, la stabilité dimensionnelle à long terme nécessite une exploration approfondie. Les normes ISO actuelles, notamment ISO 20795, ne reflètent pas les réalités cliniques sur le long terme [2].

Concernant la fiabilité, une revue narrative publiée en 2025 souligne que même si les PAC numériques (imprimées en 3D ou usinées) peuvent être fabriquées de manière plus efficace et avec des résultats cliniques immédiats comparables aux PAC traditionnelles. Il est impératif d'obtenir des preuves scientifiques supplémentaires et une validation à long terme avant de tirer des conclusions sur leur fiabilité [117].

Pour les PAC imprimées, Dimitrova *et al.* (2022) appellent à poursuivre les recherches sur les matériaux d'impression 3D afin d'améliorer leurs performances et d'évaluer leur longévité clinique dans le temps [16].

La majorité des études rapportent encore que les résines imprimées présentent pour un usage normal, des propriétés insuffisantes mais une acceptabilité clinique satisfaisante. Toutefois, certaines résines imprimées récentes démontrent des propriétés mécaniques prometteuses. Dimitrova *et al.* (2022) souligne, une faible absorption d'eau ainsi qu'une dureté et résistance à la flexion supérieures à la résine conventionnelle [16]. De surcroît, des améliorations régulières, comme l'optimisation du post-traitement UV permettent de rapprocher progressivement les propriétés mécaniques des résines imprimées à celles conventionnelles [118].

Conclusions sur la fiabilité, la durabilité et le recul clinique

En résumé, les résines imprimées 3D présentent des résultats prometteurs avec une satisfaction patient comparable aux méthodes classiques et avec des avantages productifs notables. Toutefois, leur fiabilité à long terme reste à confirmer par des études cliniques au long cours. Freire *et al.* (2025) justifie qu'une certaine prudence de la part de la communauté scientifique est de mise vis-à-vis de ces matériaux innovants [117].

3. Discussion

3.1 Écart potentiel entre les données promotionnelles des fabricants et la réalité scientifique

Initialement les résines d'impression 3D pour PAC ont été présentées par les fabricants comme des matériaux révolutionnaires aux propriétés mécaniques équivalentes à celles des résines conventionnelles ou usinées. Les fabricants de résines d'impression 3D communiquent généralement des performances conformes aux normales minimales requises, notamment la norme ISO 201795-1 (tableaux 3 et 4) [2]. En pratique, les valeurs annoncées, souvent très proches des seuils réglementaires (résistance à la flexion, dureté, absorption d'eau) suffisent seulement pour la mise sur le marché du produit. Pourtant, ces données promotionnelles doivent être prises avec précaution car elles résultent de tests internes normalisés simplifiés. Les conditions cliniques à long terme sont ainsi rarement évaluées et mentionnées (usage répété, variation de température, fatigue mécanique, usure).

Des travaux *in vitro* indépendants récents ont mis en évidence l'écart entre les propriétés annoncées par les fabricants et celles réellement mesurées [48,73]. Les résines d'impression 3D présentant des propriétés mécaniques en retrait par rapport aux bases usinées et conventionnelles. Par ailleurs, plusieurs auteurs insistent sur le manque de recul clinique et la nécessité de valider scientifiquement les promesses des fabricants. Dans une revue narrative récente, Freire *et al.* (2025) mettent en avant que l'introduction des technologies numériques, dont l'impression 3D en PAC, s'accompagne de nombreux défis et qu'il reste indispensable de réunir davantage de preuves cliniques avant de confirmer leur fiabilité [117].

Grâce au progrès technologique, de plus en plus des résines imprimées 3D sont disponibles sur le marché et l'écart avec les autres types de résines tend à se réduire. Cependant, les recherches publiées jusqu'en 2025 demeurent essentiellement des études *in vitro* ou rétrospectives. Il n'est donc pas possible de tirer des conclusions sur leur usage et leur durabilité à long terme avec ce manque de données persistant encore.

3.2 Intérêt dans la prise en charge des patients aux moyens financiers limités ou populations à faible revenus

Un avantage souvent mis en avant pour les résines d'impression 3D est la réduction potentielle des coûts de fabrication des prothèses. Cet avantage pourrait bénéficier aux patients aux moyens financiers limités ou aux populations à faibles revenus. Les techniques numériques, en particulier l'impression 3D, permettent de tout optimiser de la conception à la finition de la PAC et ainsi de rationaliser les coûts et la fabrication [45,113].

L'intérêt économique de l'impression 3D tient à plusieurs facteurs. La consommation de matériau est optimisée, seule la résine inhérente à la PAC est utilisée. Il est possible d'imprimer plusieurs bases prothétiques simultanément en une seule production, ce qui augmente le rendement et la productivité du laboratoire. Théoriquement, le coût unitaire d'une PAC imprimée doit être inférieur à PAC usinée ou conventionnelle [45].

Cependant, il faut tempérer cela par le coût de l'investissement en équipement qui est nécessaire. Il est impératif d'acquérir une imprimante 3D de qualité médicale, des appareils de post-traitement (nettoyage, unité de polymérisation UV), ce qui représente une somme conséquente et un volume de matériel à ajouter au reste du laboratoire de prothèse [56]. Al-Dwairi *et al.* (2023) notent que ce coût d'entrée élevé peut être un frein, en particulier pour les petits laboratoires ou les cabinets dans les pays en développement. Ils précisent toutefois que l'investissement pourrait s'amortir sur le volume produit au long cours [18].

Malgré cela, les technologies d'impressions 3D sont de plus en plus accessibles et constituent un facteur d'espoir pour la démocratisation des soins prothétiques. Les imprimantes 3D sont devenues accessibles pour les laboratoires, et des imprimantes « de bureau » abordables pourraient être implantées directement au cabinet dentaire comme le soulignent François *et al.* (2023) [4]. Ces appareils compacts et de coût modéré permettraient au praticien de fabriquer sur place les PAC, réduisant la dépendance envers un laboratoire externe et les délais associés.

Cependant, il convient de rappeler que la PAC ne peut se faire intégralement au cabinet dentaire par le praticien que si ce dernier maîtrise toute la chaîne de production, habituellement réalisée par le prothésiste dentaire (traitement des empreintes, réalisation des modèles, des bases d'occlusion, conception numérique, montage des dents prothétiques, grattage et finition des prothèses). Le temps consacré à l'ensemble de ces étapes se ferait potentiellement au détriment du temps dédié aux soins. Cela peut constituer un blocage pour bon nombre de praticiens et à cela se rajoute la nécessité d'une formation adéquate pour maîtriser cette technologie.

Néanmoins, dans une perspective de santé publique, la diffusion de l'impression 3D en odontologie pourrait contribuer à réduire les inégalités d'accès aux prothèses amovibles en proposant une alternative moins onéreuse et plus rapide. Pour des patients précaires ou des populations peu équipées en laboratoires de prothèse, cette approche pourrait apporter une solution locale rapide et moins coûteuse. Même si le coût final pour le patient dépend aussi d'autres facteurs comme la politique de tarification et de remboursement des soins définie dans le pays concerné. Lors de missions humanitaires ou de cliniques mobiles (bus dentaire), une imprimante 3D portable serait en capacité de fabriquer des PAC à moindre frais, améliorant ainsi l'accessibilité aux soins prothétiques.

3.3 Indications cliniques des résines imprimées 3D en prothèse amovible complète et prothèse fixée : prothèse transitoire ou d'usage ?

Les résines imprimées en 3D pour PAC ont initialement été introduites comme matériaux transitoires, destinées à un usage provisoire ou de courte durée mais les améliorations récentes amènent à reconsidérer progressivement leurs indications. En 2025, ces matériaux sont surtout indiqués dans des situations cliniques d'utilisation ponctuelle ou de faible durée dans la cavité buccale : en prothèses immédiates ou transitoires post-extraction, en prothèses d'essai esthétiques ou fonctionnels (figure 5), en maquettes d'occlusions, en porte-empreintes individuels, en duplicatas de prothèses existantes pour être utilisés comme prothèse d'échange le temps d'une réfection complète de base au laboratoire (figure 7) ou encore comme guide chirurgical pour la pose d'implants (figure 8) [56,58,74,75].

La rapidité de fabrication et le coût modéré des résines d'impression 3D offrent un avantage certain, tout en tolérant des performances mécaniques légèrement inférieures sur le long terme.

Néanmoins, la question centrale demeure. Ces résines imprimées peuvent-elles être utilisées pour réaliser des PAC d'usage, ou doivent-elles rester cantonnées à un rôle transitoire ? Les données scientifiques actuelles apportent des éléments de réponse nuancés.

Sur le plan clinique, les études disponibles sont plutôt rassurantes quant à leur utilisation. La revue systématique d'Alotaibi (2025) conclut à une satisfaction des patients comparable à celle procurée avec des PAC conventionnelles en termes de confort, de mastication et de stabilité [114]. Des différences esthétiques ou phonétiques ont tout de même été rapportées, mais sans rejet majeur. L'essai croisé de Srinivasan *et al.* (2021) n'a pas montré de préférence significative pour la prothèse usinée ou celle imprimée. De plus, une étude contrôlée de Maniewicz *et al.* (2024) confirme que la précision d'adaptation des bases imprimées est similaire aux autres méthodes, avec des écarts minimes et cliniquement acceptables [42,80]. Ces résines possèdent des propriétés esthétiques et optiques légèrement en retrait comparées aux résines usinées ou conventionnelles. Cependant, les résultats sont cliniquement suffisants du point de vue du praticien et les patients ne perçoivent quasiment aucune variation de performance.

Même si les résines imprimées restent en retrait sur le plan mécanique comparées aux résines usinées ou conventionnelles (résistance à la flexion, à l'usure et à la fracture inférieure aux résines usinées ou conventionnelles), elles respectent les spécifications techniques minimales basées sur des tests *in vitro*. Aucune étude clinique n'a rapporté à ce jour une fracture de la base ou des dents prothétiques chez les patients réhabilités par PAC imprimée. Les études disponibles montrent qu'à court terme, ces différences n'ont pas de conséquences majeures. En revanche, plusieurs travaux soulignent le manque de recul au-delà de deux ou trois ans d'utilisation [116,117].

Par manque de données cliniques au-delà de trois ans, de nombreux cliniciens recommandent donc une utilisation transitoire ou une durée limitée. En attendant les études à moyen ou long terme, la plupart des auteurs recommandent les résines usinées ou conventionnelles pour les prothèses d'usage, particulièrement dans des cas complexes (fort bruxisme, crêtes fines). En cas de recours à la résine imprimée, certains cliniciens préconisent de renforcer la base prothétique en adaptant l'épaisseur ou en ajoutant un renfort métallique [119].

Sur le plan biologique, même si les bases conventionnelles sont considérées comme moins sujettes à la contamination microbienne que les bases usinées, les propriétés des résines imprimées sont jugées elles satisfaisantes. La stomatite est fréquemment retrouvée sous les prothèses fabriquées avec une résine autopolymérisable (plutôt que thermopressée ou injectée) ou une résine imprimée [103,104]. Malgré cela, les résines de PAC sont actuellement toutes considérées comme biocompatibles et cliniquement sûres, à condition de respecter les protocoles de fabrication, en particulier les étapes de finition pour obtenir un état de surface lisse (grattage, polissage). Une bonne hygiène orale et prothétique demeure le facteur le plus déterminant pour la santé buccale, plus que le type de résine en lui-même. Il ressort de cette analyse que les propriétés biologiques et mécaniques sont les principaux critères de jugement d'une utilisation transitoire (court terme) ou d'usage (long terme) des résines. Or, la définition des notions de « prothèse provisoire », de « prothèse transitoire » ou de « prothèse d'usage » n'est pas claire dans la littérature. Il est admis que les prothèses amovibles ne sont pas définitives. Leur renouvellement doit être anticipé dès l'insertion en bouche. De ce fait, il reste difficile de déterminer la durée d'utilisation acceptable d'une prothèse pour qu'elle soit considérée comme prothèse d'usage.

Les résines imprimées ont été évaluées comme cliniquement acceptables à trois ans et il faut généralement envisager dans le cadre de la maintenance prothétique un rebasage indirect ou une réfection de base de la PAC à moyen terme pour compenser l'instabilité prothétique liée à la résorption. Il est convenable de penser qu'au regard de leur rapport coût-bénéfice-sécurité, la PAC imprimée est une alternative fiable comme prothèse d'usage. Son usage reste prudent, mais les progrès rapides et les premiers résultats encourageants laissent entrevoir un avenir plus large, à condition de bien maîtriser leurs limites techniques et cliniques.

4. Conclusion, perspectives et évolutions

Les résines d'impression 3D apparaissent comme une alternative crédible aux matériaux traditionnels (résines usinées et conventionnelles) en PAC d'usage. Elles ne se limitent plus au rôle de prothèse transitoire, et peuvent désormais répondre à certaines indications d'usage. Les bases usinées restent les plus performantes mécaniquement notamment en résistance à la fracture. Les résines imprimées restent encore en retrait sur le plan mécanique par rapport à celles usinées ou conventionnelles. Cependant les nouvelles résines d'impression 3D tendent à combler cet écart. Les données cliniques disponibles (adaptation, confort, fonction) à trois ans indiquent qu'une PAC imprimée bien conçue pourrait rivaliser avec une prothèse conventionnelle. Quant à leurs performances à long terme, elles restent encore à déterminer.

En pratique, leur usage doit être adapté à certains cas cliniques. Elles conviennent à un édenté total sans facteur de risque associé. Elles seront à éviter chez les patients à fortes contraintes fonctionnelles (bruxisme, résorption osseuse extrême). Leur faible coût et leur rapidité de production en font une option pertinente dans un flux numérique maîtrisé.

En attendant des données cliniques à moyen ou long terme, voici quelques axes d'amélioration des résines imprimées :

- renforcer les propriétés mécaniques via de nouvelles formulations,
- optimiser la post-polymérisation pour réduire significativement la toxicité et le taux de monomères résiduels,
- renforcer l'adhésion entre les dents artificielles du commerce et les bases imprimées, ou recourir à des technologies d'impression avancées (système TrueDent-D™ de Stratasys) qui permet la fabrication en couches successives d'une prothèse monobloc associant teinte gingivale et teinte dentaire,
- adapter les normes ISO aux matériaux imprimés pour refléter les contraintes cliniques modernes,
- former les praticiens aux protocoles spécifiques à l'impression 3D, y compris la réparation, le rebasage ou la réfection de base des PAC imprimées.

Bibliographie

1. Anusavice, Kenneth J. ; Shen, Chiayi ; Rawls, H. Ralph. Phillips' science of dental materials. Elsevier Saunders. St. Louis; 2013.
2. International Organization for Standardization. Dentistry — base polymers — part 1: denture base polymers (iso 20795-1:2013). Genève, Suisse: ISO; 2013.
3. Kammann A. Les résines de base pour prothèses amovibles. Strat Prothétique. 2001;(2).
4. François P, Fouquet V, Dursun E, Caussin E, Attal JP, Le Goff S, et al. Impression 3d au cabinet dentaire - tout ce qu'il faut voir, illustré et justifié. Strat Prothétique. 2023;23(5):16-50.
5. Raynaldy L, Bacrie R, Nasr K, Destruhaut F, Barbe S, Andrieu JM, et al. Innovations thérapeutiques et analyse médico-économique. Strat Prothétique. 2023;23(4):12-24.
6. Casas T, Morice S. L'impression 3d dans le quotidien du chirurgien-dentiste et du laboratoire de prothèse. Inf Dent. 2023;(22):54-62.
7. Palau J. L'impression 3d ou fabrication additive en odontologie, actualités et perspectives. [Thèse de doctorat]: Faculté d'Odontologie de Marseille; 2017.
8. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A review of 3d printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. Scanning. 2021;2021:9950131.
9. Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. BMC Oral Health. 2020;20(1):343.
10. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma): an update. Polymers. 2020;12(10):2299. DOI: 10.3390/polym12102299
11. Gastard Y. 20 ans de prothèse amovible complète au laboratoire. Strat Prothétique. 2019;19(4):272-80.
12. Chaturvedi S, M. Alqahtani N, A. Al-Qarni M, M. Alqahtani S, Suleman G, Yaqoob A, et al. Evaluation of the methods for determining accuracy of fit and precision of rpd framework in digital (3d printed, milled) and conventional rpds - a systematic review. BMC Oral Health. 2024;24(1):1466.
13. Khindria SK, Mittal S, Sukhija U. Evolution of denture base materials. J Indian Prosthodont Soc. 2009;9(2):64-9.
14. Bigot A. Résines employées dans la fabrication des bases prothétiques amovibles complètes: données actuelles et perspectives [Thèse de doctorat]. Université Paris Diderot - Paris 7; 2018.

15. Bars PL, Bandiaky ON, Le Guéhennec L, Clouet R, Kouadio AA. Different polymers for the base of removable dentures? part i: a narrative review of mechanical and physical properties. *Polymers*. 2023;15(17):3495.
16. Dimitrova M, Corsalini M, Kazakova R, Vlahova A, Chuchulska B, Barile G, et al. Comparison between conventional pmma and 3d printed resins for denture bases: a narrative review. *J Compos Sci*. 2022;6(3):87.
17. Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different pmma denture base materials. *J Prosthodont*. 2012;21(3):173-6.
18. Al-Dwairi ZN, Al Haj Ebrahim AA, Baba NZ. A comparison of the surface and mechanical properties of 3d printable denture-base resin material and conventional polymethylmethacrylate (ppma). *J Prosthodont*. 2023;32(1):40-8.
19. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2008;17(7):545-9.
20. Srinivasan M, Kamnoedboon P, McKenna G, Angst L, Schimmel M, Özcan M, et al. CAD-cam removable complete dentures: a systematic review and meta-analysis of trueness of fit, biocompatibility, mechanical properties, surface characteristics, color stability, time-cost analysis, clinical and patient-reported outcomes. *J Dent*. 2021;113:103777.
21. Becerra J, Mainjot A, Hüe O, Sadoun M, Nguyen JF. Influence of high-pressure polymerization on mechanical properties of denture base resins. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2021;30(2):128-34.
22. Fouda SM, Gad MM, Abualsaud R, Ellakany P, AlRumaih HS, Khan SQ, et al. *Journal of prosthodontics* | acp prosthetic dentistry journal | wiley online library. [cité 27 janv 2025];
23. Alhotan A. A comparative investigation of the physical and mechanical properties of conventional and light-cured base materials [Thesis for Master of Philosophy]. [Faculty of Biology, Medicine and Health]: University of Manchester, School of dentistry; 2017.
24. Saini R, Kotian R, Madhyastha P, Srikant N. Comparative study of sorption and solubility of heat-cure and self-cure acrylic resins in different solutions. *Indian J Dent Res*. 2016;27(3):288.
25. Greil V, Mayinger F, Reymus M, Stawarczyk B. Water sorption, water solubility, degree of conversion, elastic indentation modulus, edge chipping resistance and flexural strength of 3-printed denture base resins. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;137:105565.
26. Izzettinoglu E, Eroglu E. Evaluation of mechanical properties and color stability of 3d-printed denture base materials following two surface treatments. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):671.

27. Charasseangpaisarn T, Wiwatwarapan C, Leklerssiriwong N. Ultrasonic cleaning reduces the residual monomer in acrylic resins. *J Dent Sci.* 2016;11(4):443-8.
28. Pattanaik S, Pattanaik B. Internal characterization of denture base by using acrylic stains and tissue paper. *J Indian Prosthodont Soc.* 2011;11(3):202-4.
29. Alqutaibi AY, Baik A, Almuzaini SA, Farghal AE, Alnazzawi AA, Borzangy S, et al. Polymeric denture base materials: a review. *Polymers.* 2023;15(15):3258.
30. Pituru SM, Greabu M, Totan A, Imre M, Pantea M, Spinu T, et al. A review on the biocompatibility of pmma-based dental materials for interim prosthetic restorations with a glimpse into their modern manufacturing techniques. *Materials.* 2020;13(13):2894.
31. Abualsaud R, Gad MM. Flexural strength of cad/cam denture base materials: systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2022;12(2):160-72.
32. Shankar T, Rao NV, Gowd S, Ahmed ST, Vinod V, Goud MV. A comparative evaluation of the dimensional accuracy of heat polymerized acrylic resin denture base clamped by the conventional method and by new-press technique and cured by long curing cycle: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(6):842-9.
33. Alhareb AO, Akil HM, Ahmad ZA. Impact strength, fracture toughness and hardness improvement of pmma denture base through addition of nitrile rubber/ceramic fillers. *Saudi J Dent Res.* 2017;8(1):26-34.
34. Azab A, Abdelhady WA, Elwakeel E, Ashraf M, Wally R, Soliman A, et al. Systematic review and meta analysis of mechanical properties of 3d printed denture bases compared to milled and conventional materials. *Sci Rep.* 2025;15(1):29207.
35. Lourinho C, Salgado H, Correia A, Fonseca P. Mechanical properties of polymethyl methacrylate as denture base material: heat-polymerized vs. 3d-printed—systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Biomedicines.* 2022;10(10):2565.
36. Vincze ZÉ, Nagy L, Kelemen K, Cavalcante BGN, Gede N, Hegyi P, et al. Milling has superior mechanical properties to other fabrication methods for pmma denture bases: a systematic review and network meta-analysis. *Dent Mater.* 2025;
37. Kumari R, Bala S. Assessment of cases of complete denture fracture. *J Pharm Bioallied Sci.* 2021;13(Suppl 2):S1558-60.
38. Mahross HZ, Mohamed MD, Hassan AM, Baroudi K. Effect of cigarette smoke on surface roughness of different denture base materials. *J Clin Diagn Res JCDR.* 2015;9(9):ZC39-42.
39. Gad MA, Abdelhamid AM, ElSamahy M, Abolghait S, Hanno KI. Effect of aging on dimensional accuracy and color stability of cad-cam milled and 3d-printed denture base resins: a comparative in-vitro study. *BMC Oral Health.* 2024;24:1124.

40. Osta NE, Bessadet M, Drancourt N, Batisse C. Time efficiency and cost of fabricating removable complete dentures using digital, hybrid, and conventional workflows: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2025;133(5):1194-208.
41. Nikolopoulou F. Laboratory errors in the fabrication of complete dentures. a clinical survey. *Adv Dent Oral Health.* 2019;11(4).
42. Srinivasan M, Kalberer N, Kamnoedboon P, Mekki M, Durual S, Özcan M, et al. CAD-cam complete denture resins: an evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface characteristics. *J Dent.* 2021;114:103785.
43. Srinivasan M, Kalberer N, Fankhauser N, Naharro M, Maniewicz S, Müller F. CAD-cam complete removable dental prostheses: a double-blind, randomized, crossover clinical trial evaluating milled and 3d-printed dentures. *J Dent.* 2021;115:103842.
44. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-cam milled versus rapidly prototyped (3d-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):637-43.
45. Jafarpour D, Haricharan PB, de Souza RF. CAD/cam versus traditional complete dentures: a systematic review and meta-analysis of patient- and clinician-reported outcomes and costs. *J Oral Rehabil.* 2024;51(9):1911-24.
46. Batisse C, Nicolas E. Comparison of cad/cam and conventional denture base resins: a systematic review. *Appl Sci.* 2021;11(13):5990.
47. de Oliveira Limírio JPJ, Gomes JM de L, Alves Rezende MCR, Lemos CAA, Rosa CDDRD, Pellizzer EP. Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: conventional versus cad-cam resin - a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2022;128(6):1221-9.
48. Valenti C, Federici MI, Masciotti F, Marinucci L, Xhimitiku I, Cianetti S, et al. Mechanical properties of 3d printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthet Dent.* 2024;132(2):381-91.
49. Alhajj MN, Halboub E, Yacob N, Al-Maweri SA, Ahmad SF, Celebić A, et al. Adhesion of candida albicans to digital versus conventional acrylic resins: a systematic review and meta-analysis. *BMC Oral Health.* 2024;24(1):303.
50. Srinivasan M, Chien EC, Kalberer N, Alambiaga Caravaca AM, Castelleno AL, Kamnoedboon P, et al. Analysis of the residual monomer content in milled and 3d-printed removable cad-cam complete dentures: an in vitro study. *J Dent.* 2022;120:104094.
51. Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, et al. Do cad/cam dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Investig.* 2017;21(5):1697-705.

52. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent.* 2015;9(4):614-9.
53. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/cam milled complete removable dental prostheses: an in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dent Mater J.* 2018;37(4):526-33.
54. Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of cad/cam versus conventional complete dentures - a review. *Open Access Maced J Med Sci.* 2018;6(8):1498-502.
55. Hussain A. Additive vs. subtractive manufacturing in dental laboratory technology [poster]. City University of New York, USA; 2021.
56. Feng Y, Feng Z, Li J, Chen J, Yu H, Jiang X, et al. Expert consensus on digital restoration of complete dentures. *Int J Oral Sci.* 2025;17(1):58.
57. Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, O' Neill C, McKenna G, Müller F. CAD/cam milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *J Dent.* 2019;80:75-9.
58. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of cad/cam and 3d printed dentures. *Br Dent J.* 2023;1-5.
59. Millet C, Bonnet G. L'usinage des bases prothétiques en prothèse amovible complète. *Réal Clin.* 2017;28(1):64-70.
60. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S. CAD/cam complete denture systems and physical properties: a review of the literature. *J Prosthodont.* 2021;30(S2):113-24.
61. Garcia E, Teran C, Correa S, Floriani F. Gingival characterization for digitally assisted denture fabrication. *J Prosthet Dent.* 2025;133(5):1381-3.
62. Htat HL, Prawatvatchara W, Techapiroontong S, Lee JH, Limpuangthip N. Effect of mechanical and chemical surface treatments on the repairing of milled and 3d-printed denture bases. *Sci Rep.* 2024;14(1):23413.
63. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *J Prosthodont Res.* 2011;55(3):127-36.
64. Etienne O. Les procédés d'impression 3d. *Réal Clin.* 2022;33(3):6-13.
65. Dupagne L, Le Goff S, Tapie L. L'impression 3d partie 3 - la stéréolithographie. *Biomatériaux Clin.* 2017;2(1):76-80.
66. International Organization for Standardization. Biological evaluation of medical devices — part 1: evaluation and testing within a risk management process. Genève, Suisse: ISO; 2018.

67. Organisation internationale de normalisation (ISO). Dispositifs médicaux — systèmes de management de la qualité — exigences à des fins réglementaires. Genève, Suisse: ISO; 2016.
68. Borse P, Jain S, Bhasin N, Grover RK, Singh B, Longkumer P. Comparison of dimensional accuracy and stability of 3d-printed, computer-aided design/computer-aided manufacturing (cad/cam), and conventional polymethyl methacrylate (pmma) denture base materials: an in vitro study. *Cureus*. 2025;17(5):e85128.
69. Altalla H, Alawawda O, Bayindir F. Three-dimensionally printed versus conventional heat-polymerized pmma denture base properties: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2025;S0022-3913(25)00659-6.
70. Alharbi S, Alshabib A, Algamaiah H, Aldosari M, Alayad A. Influence of post-printing polymerization time on the elution of residual monomers and water sorption of 3d-printed resin composite. *Materials*. 2025;18(12):2905.
71. Berghaus E, Klocke T, Maletz R, Petersen S. Degree of conversion and residual monomer elution of 3d-printed, milled and self-cured resin-based composite materials for temporary dental crowns and bridges. *J Mater Sci Mater Med*. 2023;34(5):23.
72. Goodacre BJ, Goodacre CJ. Additive manufacturing for complete denture fabrication: a narrative review. *J Prosthodont*. 2022;31(S1):47-51.
73. Prpić V, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of mechanical properties of 3d-printed, cad/cam, and conventional denture base materials. *J Prosthodont*. 2020;29(6):524-8.
74. Raynaldy L, Destruhaut F, Vaysse F, Galibourg A, Esclassan R, Dicembre A, et al. L'impression 3d en prothèse amovible complète. *Réal Clin*. 2022;33(3):26-32.
75. Yoda N, Abe M, Yamaguchi H, Tanoue N, Yamamori T. Clinical use of duplicate complete dentures: a narrative review. *Jpn Dent Sci Rev*. 2024;60:190-7.
76. Helal MA, Abdelrahim RA, Zeidan AAEL. Comparison of dimensional changes between cad-cam milled complete denture bases and 3d printed complete denture bases: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2023;32(S1):11-9.
77. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, et al. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2019;63(1):85-9.
78. AlRumaih HS, AlHelal A, Baba NZ, Goodacre CJ, Al-Qahtani A, Kattadiyil MT. Effects of denture adhesive on the retention of milled and heat-activated maxillary denture bases: a clinical study. *J Prosthet Dent*. 2018;120(3):361-6.
79. AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT, Baba NZ, Goodacre CJ. Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: a clinical study. *J Prosthet Dent*. 2017;117(2):233-8.

80. Maniewicz S, Imamura Y, Osta NE, Srinivasan M, Müller F, Chebib N. Fit and retention of complete denture bases: part i – conventional versus cad-cam methods: a clinical controlled crossover study. *J Prosthet Dent*. 2024;131(4):611-7.
81. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different cad/cam pmma-based polymers. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2019;28(2):e491-5.
82. Zeidan A, Abd El-Rahim R, Helal M. Evaluation for elastic modulus of cad-cam milled and 3d printed denture base resins. *Al-Azhar J Dent Sci*. 2022;25(3):241-6.
83. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and cad-cam methods. *J Prosthet Dent*. 2020;123(4):641-6.
84. Freitas RFCP de, Duarte S, Feitosa S, Dutra V, Lin WS, Panariello BHD, et al. Physical, mechanical, and anti-biofilm formation properties of cad-cam milled or 3d printed denture base resins: in vitro analysis. *J Prosthodont*. 2023;32(S1):38-44.
85. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of cad\cam resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electron Physician*. 2017;9(7):4766-72.
86. Neves CB, Chasqueira AF, Rebelo P, Fonseca M, Portugal J, Bettencourt A. Microhardness and flexural strength of two 3d-printed denture base resins. *Rev Port Estomatol Med Dentária E Cir Maxilofac*. 2022;63(4):198-203.
87. El Samahy MM, Abdelhamid AM, El Shabrawy SM, Hanno KI. Evaluation of physicommechanical properties of milled versus 3d-printed denture base resins: a comparative in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2023;129(5):797.e1-797.e7.
88. Lee HJ, Kim YS. The level of residual monomer in injection molded denture base materials. *J Korean Acad Prosthodont*. 2003;41(3):360-8.
89. Vuksic J, Pilipovic A, Poklepovic Pericic T, Kranjcic J. The influence of contemporary denture base fabrication methods on residual monomer content, flexural strength and microhardness. *Materials*. 2024;17(5):1052.
90. Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, et al. Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3d-printed denture base material. *Dent Mater*. 2022;38(1):57-67.
91. Cantelli V, Brito VT, Collares FM, Della Bona A. Biomechanical behavior of a 3d-printed denture base material. *Int J Prosthodont*. 2024;37(7):109-17.
92. Gad MM, Alshehri SZ, Alhamid SA, Albarrak A, Khan SQ, Alshahrani FA, et al. Water sorption, solubility, and translucency of 3d-printed denture base resins. *Dent J*. 2022;10(3):42.

93. Poker B de C, Oliveira V de C, Macedo AP, Gonçalves M, Ramos AP, Silva-Lovato CH. Evaluation of surface roughness, wettability and adhesion of multispecies biofilm on 3d-printed resins for the base and teeth of complete dentures. *J Appl Oral Sci.* 2024;32:e20230326.
94. Geiger V, Mayinger F, Hoffmann M, Reymus M, Stawarczyk B. Fracture toughness, work of fracture, flexural strength and elastic modulus of 3d-printed denture base resins in two measurement environments after artificial aging. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2024;150:106234.
95. Al-Ameri A, Alothman OY, Alsadon O, Bangalore D. An in-vitro evaluation of strength, hardness, and color stability of heat-polymerized and 3d-printed denture base polymers after aging. *Polymers.* 2025;17(3):288.
96. Menon RK, Xin YH, Wei BCT, AlSaqaf SO, Kariem AKA, Tabbaa MMA, et al. CAD/CAM versus conventional denture bases: network meta-analysis of in vitro studies comparing accuracy and surface properties. *Int Dent J.* 2025;75(3):2062-70.
97. De Oliveira E, Zancanaro de Figueiredo E, Spohr AM, Lima Grossi M. Properties of acrylic resin for cad/cam: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2021;30(8):656-64.
98. Fawzy A, Abdelrahim R, Abdel Hameed B. Assessment of hardness, flexural modulus, and bond strength of acrylic denture bases fabricated by 3d digital methods. *Egypt Dent J.* 2021;
99. Al-Fouzan AF, Al-mejrad LA, Albarrag AM. Adherence of candida to complete denture surfaces in vitro: a comparison of conventional and cad/cam complete dentures. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(5):402-8.
100. Meirowitz A, Rahmanov A, Shlomo E, Zelikman H, Dolev E, Sterer N. Effect of denture base fabrication technique on candida albicans adhesion in vitro. *Materials.* 2021;14(1):221.
101. Koujan A, Aggarwal H, Chen PH, Li Z, Givan DA, Zhang P, et al. Evaluation of candida albicans adherence to cad-cam milled, 3d-printed, and heat-cured pmma resin and efficacy of different disinfection techniques: an in vitro study. *J Prosthodont.* 2023;32(6):512-8.
102. Alqarawi FK, Gad MM. Tendency of microbial adhesion to denture base resins: a systematic review. *Front Oral Health.* 2024;5.
103. Martinez Y, Ausina V, Llena C, Montiel JM. Scientific evidence on the efficacy of effervescent tablets for cleaning removable prostheses. a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2024;131(6):1071-83.
104. Ribeiro AB, Ribeiro AB, de Araújo CB, Fortes CV, Clemente LM, Paranhos H de FO, et al. Effect of a hygiene protocol on denture-related stomatitis remission, local inflammatory factors, and hemodynamic responses by arterial pressure. *Antibiotics.* 2022;11(10):1320.

105. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3d-printed denture base polymer: impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent*. 2021;115:103856.
106. Schubert A, Bürgers R, Kurbad O, Wassmann T. Influence of the manufacturing method on the adhesion of candida albicans and streptococcus mutans to oral splint resins. *Polymers*. 2021;
107. Dutta S, Mittal R. Allergic potential of methyl methacrylate review and relevance of the allergic potential of methyl methacrylate -a case report. *J Orofac Rehabil*. 2023;3(1):75.
108. Ferreira ML, Barboza AS, Fernandez M, Ribeiro de Andrade JS, Pappen FG, Hwang G, et al. Antifungal agents incorporated in denture base materials: a scoping review of the current evidence and technology prospecting. *Aust Dent J*. 2024;69(4):251-66
109. AlBin-Ameer MA, Alsrheed MY, Aldukhi IA, Matin A, Khan SQ, Abualsaud R, et al. Effect of protective coating on surface properties and candida albicans adhesion to denture base materials. *J Prosthodont*. 2020;29(1):80-6
110. Gruber S, Kamnoedboon P, Özcan M, Srinivasan M. CAD/cam complete denture resins: an in vitro evaluation of color stability. *J Prosthodont*. 2021;30(5):430-9.
111. Çakmak G, Molinero-Mourelle P, De Paula MS, Akay C, Cuellar AR, Donmez MB, et al. Surface roughness and color stability of 3d-printed denture base materials after simulated brushing and thermocycling. *Materials*. 2022;15(18):6441.
112. Al-Qarni FD, Goodacre CJ, Kattadiyil MT, Baba NZ, Paravina RD. Stainability of acrylic resin materials used in cad-cam and conventional complete dentures. *J Prosthet Dent*. 2020;123(6):880-7.
113. Arakawa I, Al-Haj Husain N, Srinivasan M, Maniewicz S, Abou-Ayash S, Schimmel M. Clinical outcomes and costs of conventional and digital complete dentures in a university clinic: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2022;128(3):390-5.
114. Alotaibi HN. Patient satisfaction with cad/cam 3d-printed complete dentures: a systematic analysis of the clinical studies. *Healthc Basel Switz*. 2025;13(4):388.
115. Wei L, Zou D, Chen H, Pan SX, Sun YC, Zhou YS. Evaluation of clinical efficacy of a kind of digital complete denture. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 2020;52(4):762-70.
116. Abdelnabi MH, Swelem AA, Abdelnabi M, Swelem AA. 3D-printed complete dentures: a review of clinical and patient-based outcomes. *Cureus*. 2024;16(9).
117. Freire J de OA, Zavanelli AC, Mazaro JVQ, Zavanelli RA, de Alexandre RS, Neto OMDS. Advances and challenges in the integration of digital technologies in complete dentures: a narrative literature review. *J Clin Exp Dent*. 2025;17(5):e587-93.
118. Tzeng JJ, Yang TS, Lee WF, Chen H, Chang HM. Mechanical properties and biocompatibility of urethane acrylate-based 3d-printed denture base resin. *Polymers*. 2021;13(5):822

119. Ahmed Teama EM, Amin Rashad HM, Mohamed Shakal EAE salam, Hegazy EE. Clinical and microbial study of reinforced 3d-printed maxillary denture base resin: a randomized trial. BMC Oral Health. 2025;25:1192.

Table des tableaux

Tableau 1 : comparatif des principales propriétés mécaniques des résines (tableau personnel, données extraites de plusieurs références bibliographiques).	19
Tableau 2 : comparatif des différentes méthodes de réalisation de résines acryliques (données extraites de la thèse d'exercice d'après Audrey Bigot [14]).	23
Tableau 3 : spécifications minimales requises par la norme ISO 20795-1 pour les résines en prothèse amovible complète [2].	33
<i>Tableau 4 : caractéristiques physico-chimiques et réglementaires des résines d'impression 3D (tableau personnel).</i>	<i>35</i>
Tableau 5 : principe de fonctionnement, avantages, inconvénients et exemples de résines d'impression 3D commercialisées en 2025 (tableau personnel) [64].	37
Tableau 6 : comparatif de la précision dimensionnelle des différents types de résine (tableau personnel).	42
Tableau 7 : comparatif de la rétention maximale et moyenne des différents types de résines. (tableau personnel)	43
Tableau 8 : comparatif de la résistance à la flexion et du module élastique des différents types de résines (tableau personnel).	45
Tableau 9 : comparatif de la dureté des différents types de résines résine (tableau personnel).	47
Tableau 10 : comparatif de la rugosité de surface des différents types de résines résine (tableau personnel).	48
Tableau 11 : comparatif de la résistance à la fracture des différents types de résines (tableau personnel).	49
Tableau 12 : comparatif de la solubilité et de l'absorption hydrique des différents types de résines d'après Cantelli et al. (2024).	51
Tableau 13 : comparatif de la solubilité et de l'absorption hydrique des différents types de résines d'après Gad et al. (2022).	52
Tableau 14 : comparatif de l'adhésion du C.albicans aux différents types de résines (tableau personnel).	56
Tableau 15 : comparatif de la différence de couleurs ((ΔE) pour les différents types de résines résine (tableau personnel).	60

Table des figures

Figure 1 : prothèse amovible complète avec base et dents prothétiques fabriquées en résine conventionnelle. (A) et (B) Extrados et intrados de la prothèse maxillaire. (C) et (D) Extrados et intrados de la prothèse mandibulaire. (Courtoisie Dr WAKAM)	22
Figure 2 : usinage d'une base prothétique dans un bloc de résine monochrome Ivotion® Base. Bloc résine rose (image de gauche), base résine fraisée dans le bloc avec logements des dents (image de droite). (capture d'images de site Internet).	25
Figure 3 : usinage de dents prothétiques dans un bloc de résine monochrome Ivotion® Dent. Bloc résine (image de gauche), dents artificielles fraisées dans le bloc (image de droite). (capture d'images de site Internet).	25
Figure 4 : usinage d'une base associée à des dents prothétiques dans un disque bicolore. Bloc résine bicolore (image de gauche), base et dents fraisées dans le bloc (image du centre), prothèse terminée (image de gauche). Ivotion®(capture d'images de site Internet).....	26
Figure 5 : prothèses amovibles complètes d'essai imprimées en 3D. (A) Prothèses d'essai imprimées en résine blanche. (B) Prothèses d'usage en résine conventionnelle insérées en bouche. (Courtoisie Dr WAKAM).....	38
Figure 6 : prothèse amovible complète fabriquée en résine conventionnelle versus en résine imprimée en 3D. (A) et (B) Prothèse maxillaire et mandibulaire en résine conventionnelle. (C) et (D) Duplicata des mêmes prothèses en résine imprimée pour servir de prothèse d'échange durant la réfection complète de base au laboratoire (Courtoisie Dr WAKAM).....	39
Figure 7 : duplicata de la prothèse amovible complète mandibulaire pour la fabrication d'un porte-empreinte individuel imprimée en 3D. (A) Prothèse mandibulaire. (B) Image STL de l'empreinte numérique de la prothèse. (C) Duplicata de la prothèse en résine transparente pour servir de porte-empreinte pour la réalisation de chapes de rétention supra-radicaux. (Courtoisie Dr WAKAM).....	40
Figure 8 : duplicata de la prothèse amovible complète mandibulaire pour la fabrication d'un guide radiologique imprimé en 3D. (A) Prothèse mandibulaire en résine conventionnelle. (B) Duplicata de la prothèse en résine transparente pour servir de guide radiologique puis de guide chirurgical pour la pose de deux implants symphysaires. (Courtoisie Dr WAKAM).....	40

Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2026

Résine d'impression 3D en prothèse amovible complète : matériau d'usage ou transitoire ? /
Guillaume RIBEAUCOUP. - p. (86) : ill. (8) ; réf. (119).

Domaines : Prothèse adjointe partielle et complète, matériaux et métallurgie – technologie

Mots clés Libres : prothèse amovible complète, impression 3D, tridimensionnel, résine imprimée, résine conventionnelle, résine usinée, usinage, CAD / CAM, bases prothétiques, PMMA, empreinte numérique, *denture bases, denture base resin, complete denture base, conventional denture base, Computer-Aided Design, CAD CAM denture base, printing, three-dimensional, 3D-printed denture base, 3-dimensionally printed denture base*

Résumé de la thèse en français

Depuis des décennies, la résine acrylique conventionnelle (PMMA) est le matériau de référence en prothèse amovible complète. L'essor du numérique a introduit les résines usinées et plus récemment, les résines imprimées en 3D.

L'objectif de cette thèse est d'évaluer si les résines d'impression 3D peuvent être considérées des matériaux d'usage ou seulement transitoires, en les comparant scientifiquement aux résines conventionnelles et usinées.

Les résultats de la littérature montrent que les résines usinées conservent la supériorité mécanique et biologique, tandis que les résines imprimées offrent rapidité, reproductibilité, et coût réduit, mais avec une durabilité encore limitée. Sur le plan clinique, elles assurent confort et satisfaction comparables aux autres résines mais leur pérennité reste à confirmer.

Elles représentent donc une alternative crédible, située entre le transitoire et l'usage, avec un potentiel d'évolution vers un standard futur, particulièrement grâce aux avancées technologiques et aux recherches en cours.

JURY :

Président : Madame la Professeure Marion DEHURTEVENT

Assesseurs : Monsieur le Docteur Corentin DENIS

Monsieur le Docteur Raphaël WAKAM KOUAM

Monsieur le Docteur Grégoire MAYER