



HAL
open science

Optimisation au laboratoire des bases prothétiques en résine (PMMA)

Elodie Rattiny

► **To cite this version:**

Elodie Rattiny. Optimisation au laboratoire des bases prothétiques en résine (PMMA). Sciences du Vivant [q-bio]. 2024. dumas-04532924

HAL Id: dumas-04532924

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04532924>

Submitted on 4 Apr 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

IMPORTANT : OBLIGATIONS DE LA PERSONNE CONSULTANT CE DOCUMENT

Conformément au *Code de la propriété intellectuelle*, nous rappelons que le document est destiné à un **usage strictement personnel**. Les "analyses et les courtes citations justifiées par le caractère critique, polémique, pédagogique, scientifique ou d'information" sont autorisées sous réserve de mentionner les noms de l'auteur et de la source (article L. 122-4 du *Code de la propriété intellectuelle*). Toute autre représentation ou reproduction intégrale ou partielle, faite sans le consentement de l'auteur ou de ses ayants droit, est illicite.

De ce fait, nous vous rappelons notamment que, **sauf accord explicite** de l'auteur de la thèse ou du mémoire, **vous n'êtes pas autorisé** à rediffuser ce document sous quelque forme que ce soit (impression papier, transfert par voie électronique, ou autre). Tout contrevenant s'expose aux peines prévues par la loi.

NANTES UNIVERSITÉ

UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2024

N°

OPTIMISATION AU LABORATOIRE DES BASES PROTHETIQUES EN RESINE (PMMA)

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

Présentée et soutenue publiquement par

RATTINY Elodie

Le 9 Janvier 2024 devant le jury ci-dessous

Président : Mr. le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Mr. le Professeur Pierre WEISS

Assesseur : Mme. le Docteur Fabienne JORDANA

Assesseur : Mme. le Docteur CLOUET

Directeur de thèse : M. le Professeur AMOURIQ

 Nantes Université	Présidente Pr. BERNAULT Carine
 Pôle Santé UFR Odontologie	Doyen Pr. SOUEIDAN Assem
	Vice-Doyens Pr GAUDIN Alexis (1 ^{er} vice-doyen) Pr LE GUEHENNEC Laurent (Pédagogie) Pr LESCLOUS Philippe (Recherche)

Professeurs des Universités - Praticiens Hospitaliers (x11)	
ALLIOT-LICHT Brigitte AMOURIQ Yves CHAUX Anne-Gaëlle GAUDIN Alexis LABOUX Olivier LE GUEHENNEC Laurent	LESCLOUS Philippe LOPEZ Serena PEREZ Fabienne SOUEIDAN Assem WEISS Pierre

Professeur des Universités (x1)
BOULER Jean-Michel

Maitre de conférences (x1)
VINATIER Claire

Professeur Emérite (x1)
GIUMELLI Bernard

Enseignants Associés (x3)	
GUIHO Romain (Professeur Associé) LOLAH Aoula (MCU Associé)	AMICHIA ALLOH Yomin Cécile (Assistante Associée)

Maitres de conférences des Universités - Praticiens Hospitaliers (x20)	Chef de Clinique des Universités - Assistant des Hôpitaux des (x14)
AMADOR DEL VALLE Gilles ARMENGOL Valérie BLERY Pauline BODIC François CLOITRE Alexandra DAJEAN-TRUTAUD Sylvie ENKEL Bénédicte HASCOET Emilie HOORNAERT Alain HOUCHMAND-CUNY Madline JORDANA Fabienne MAITRE Yoann NIVET Marc-Henri PRUD'HOMME Tony RENARD Emmanuelle RENAUDIN Stéphane RETHORE Gildas SERISIER Samuel STRUILLOU Xavier VERNER Christian	BECHINA Camille BLEU Oriane CETINKAYA Volkan EVRARD Lucas HEMMING Cécile IBN ATTYA Zakarie LEROY Camille LIEPPE Thibault LUCAS Juliette MORCEL Marion PREVOT Diane QUEMARD Valentin QUINSAT Victoire Eugenie REMAUD Thomas

Praticiens Hospitaliers Universitaires
CLOUET Roselyne

Praticiens Hospitaliers	
DUPAS Cécile	HYON Isabelle

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le Conseil de la faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Docteur de Nantes Université, habilité à diriger les recherches

Département de Prothèses

Chef du service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

Pour avoir accepté de reprendre la direction de cette thèse.

Pour votre disponibilité et vos conseil apporté lors de la réalisation de ce travail.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

A Monsieur le Docteur Pierre LE BARS

Maître de Conférences des Universités -Praticien Hospitalier

Docteur de Nantes Université

Département de prothèses

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la direction de cette thèse.

Pour m'avoir proposé ce sujet de thèse.

Pour l'aide et les conseils apporté lors de la réalisation de ce travail.

Pour la patience et la disponibilité dont vous avez fait preuve tout au long de ce travail.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements et de mon profond respect.

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Docteur de l'Université de Bordeaux, habilité à diriger les recherches

Département des Sciences Anatomiques

-NANTES-

*Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse.
Pour votre gentillesse et votre enseignement durant mes années d'études.
Veuillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.*

A Monsieur le Professeur Pierre WEISS

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Docteur de Nantes Université, habilité à diriger les recherches

Directeur de l'équipe REGOS au sein d'RMeS Laboratoire « Regenerative Medecine and Skeleton » INSERM U 1229

Département des Sciences Anatomiques

-NANTES-

Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse.

Pour votre enseignement clinique durant mes années d'études.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

A Madame le Docteur Roselyne CLOUET

Assistant des Hôpitaux

Département de Prothèses

-NANTES-

Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse.

Pour votre enseignement clinique durant mes années d'études.

Veillez trouver ici l'expression de mes sincères remerciements.

TABLES DES MATIERES :

INTRODUCTION.....	11
1 CARACTERISTIQUES DU POLYMETHACRYLATE DE METHYLE (PMMA)	12
1.1 PROPRIETES RECHERCHEES POUR LES BASES PROTHETIQUES	12
1.1.1 Propriétés biologiques	12
1.1.2 Propriétés chimiques.....	12
1.1.3 Propriétés mécaniques.....	12
1.1.4 Propriétés physiques.....	13
1.1.5 Propriétés esthétiques	13
1.1.6 Autres propriétés	13
1.2 PROPRIETES DU PMMA	14
1.3 AVANTAGES ET INCONVENIENTS DU PMMA	14
2 METHODES DE POLYMERISATION DU PMMA	14
2.1 COMPOSITION ET REACTION DE POLYMERISATION.....	14
2.2 CLASSIFICATION DES POLYMERES DES BASES POUR PROTHESES DENTAIRES.....	15
2.3 POLYMERISATION A CHAUD	16
2.4 POLYMERISATION A FROID.....	18
2.5 POLYMERISATION PAR MICRO-ONDES	19
2.6 POLYMERISATION A LA LUMIERE	19
3 CAO/FAO (FABRICATION PAR CONCEPTION/FABRICATION ASSISTEES PAR ORDINATEUR) ET IMPRESSION 3D	20
3.1 L'IMPRESSION 3D	20
3.2 L'USINAGE CAO/FAO	21
4 TOXICITE ET ALLERGIE.....	22
4.1 LIBERATION DE MONOMERES RESIDUELS.....	22
4.2 EFFETS TOXIQUES ET REACTIONS ALLERGIQUES.....	23
5 OPTIMISATION DES PROPRIETES MECANIQUES	24
5.1 CONTRAINTES MECANIQUES	24
5.2 RENFORCEMENT MECANIQUE UTILISANT LES FIBRES	24
5.2.1 Disposition des fibres dans la matrice.....	24
5.2.2 Fibres utilisées	25
5.2.2.1 Fibres de carbone.....	25
5.2.2.2 Fibres de polyamide	25
5.2.2.3 Fibres de Polyéthylène et Polypropylène	25
5.2.2.4 Fibres de verre	26
5.3 RENFORCEMENT MECANIQUE UTILISANT LES CHARGES ET NANO-CHARGES	27
5.3.1 Les Oxydes métalliques	27
5.3.1.1 L'alumine (Al ₂ O ₃).....	27
5.3.1.2 Zirconium (ZrO ₂)	27
5.3.1.3 Titane (TiO ₂)	27
5.3.2 Les métaux nobles : l'argent (Ag)	28
5.3.3 Les Minéraux : l'hydroxyapatite (HA).....	28
5.3.4 Famille des Carbone : nano-carbon (NC).....	28
5.4 RENFORCEMENT MECANIQUE HYBRIDE.....	29
5.5 INCONVENIENTS DES AGENTS DE RENFORCEMENTS	30
5.6 REPARATION DES BASES DES PROTHESES AMOVIBLES DENTAIRES	30
5.7 MODIFICATION CHIMIQUE : COPOLYMERISATION DU PMMA	31

6	OPTIMISATION DES PROPRIETES ANTIMICROBIENNES.....	32
6.1	COMPLICATIONS MICROBIENNES.....	32
6.1.1	<i>Stomatite prothétique et adhésion de C. Albican</i>	32
6.1.2	<i>Propriétés des surfaces des prothèses dentaires amovibles</i>	32
6.2	REVETEMENTS DE SURFACE.....	33
6.2.1	<i>Méthodes et matériaux de revêtement</i>	33
6.2.2	<i>Avantages et inconvénients du revêtement de surface</i>	34
6.3	INCORPORATION D'AGENTS ANTIMICROBIENS.....	34
6.3.1	<i>Charges et nanocharges antimicrobiennes</i>	34
6.3.1.1	Nanoparticules et mécanisme d'action.....	34
6.3.1.2	Nanoparticule de Dioxyde de Titane (TiO ₂).....	35
6.3.1.3	Nanoparticule d'Argent (Ag).....	35
6.3.1.4	Nanoparticule d'oxyde de Zinc (ZnO).....	36
6.3.1.5	Charge de verre fluoré ou charge de verre-ionomère pré-réagi en surface (S-PRG)	36
6.3.2	<i>Agents antimicrobiens naturels</i>	36
6.3.2.1	Chitosan.....	37
6.3.2.2	Henné.....	37
6.3.2.3	Propolis.....	37
6.3.2.4	Poudre de Neem.....	38
6.3.3	<i>Médicaments antifongiques</i>	38
6.3.3.1	Chlorhexidine.....	38
6.3.3.2	Fluconazole.....	38
6.3.4	<i>Inconvénients</i>	38
7	INDICATION CLINIQUE SPECIFIQUE.....	39
8	NOUVELLE ALTERNATIVE AU PMMA.....	40
8.1	LE POLYETHERETHERCETONE (PEEK).....	40
8.2	LE POLYAMIDE (NYLON).....	41
	CONCLUSION.....	43

INTRODUCTION

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) est un polymère utilisé pour la fabrication de la base des prothèses amovibles dentaires depuis plusieurs décennies. Il a été présenté pour la première fois en 1843 par Redtenbacher et son introduction dans la fabrication des bases des prothèses amovibles a commencé dans les années 1930. Il remplace donc les matériaux utilisés précédemment dans la fabrication des bases des prothèses amovibles comme l'or, la porcelaine, la vulcanite ou l'aluminium. [1]

Le PMMA est devenu un matériau de choix pour la fabrication des prothèses amovibles dentaires, en effet il représente 95% de la fabrication des prothèses amovibles dentaires [2]. Cela s'explique par les nombreux avantages qu'il présente. Parmi ces avantages nous notons en particulier sa biocompatibilité, ses propriétés esthétiques, sa facilité de fabrication et son faible coût. En raison de ses propriétés, le PMMA présente de nombreuses utilisations en odontologie. Cela comprend la fabrication de la base prothétique pour prothèse amovible partielle ou complète, ainsi que pour prothèse amovible sur implant, mais également la fabrication de porte-empreintes individuels, de dents artificielles en acrylique, de couronnes provisoires, de rebasages de prothèse, de gouttières occlusales, d'appareils orthodontiques amovibles et d'obturateurs pour fente palatine. [1]



Figure 1 : Application dentaire du PMMA [1]

Compte tenu d'une population de plus en plus vieillissante, une augmentation de la demande de prothèses amovibles peut être à prévoir pour remplacer les dents manquantes. Une estimation de l'OMS prévoit 30% d'édentés totaux aux alentours de 2030. De plus, malgré une croissance du marché des implants dentaires, leur utilisation n'est parfois pas possible que ce soit pour des raisons médicales ou financières. Les prothèses amovibles pourront alors être préférées pour le remplacement des dents manquantes.

Même si le PMMA semble être le matériau idéal, il présente tout de même certains inconvénients. En effet d'un point de vue mécanique, le PMMA présente des propriétés mécaniques assez faible, notamment la résistance aux chocs et à la flexion, pouvant ainsi entraîner des fractures de la base des prothèses [3]. De plus d'un point de vue biologique, la surface des prothèses est prédisposée à la colonisation par les micro-organismes, responsable d'infection bucco-dentaire chez les porteurs de prothèse dentaire [4].

Pour améliorer les propriétés du PMMA, plusieurs approches peuvent être envisagées. Ainsi l'incorporation de charges et de fibres dans sa composition, l'utilisation de copolymères, l'apparition de nouvelles méthodes de polymérisation et de la fabrication numérique sont utilisées dans le but d'optimiser les matériaux de base des prothèses. On peut également noter l'apparition de nouvelles résines thermoplastiques en alternative au PMMA telles que le Polyamide et le Polyétheréthercétone (PEEK).

1 Caractéristiques du polyméthacrylate de méthyle (PMMA)

1.1 Propriétés recherchées pour les bases prothétiques

Compte tenu de son utilisation dans la composition des bases prothétiques, plusieurs propriétés sont souhaitées pour ces matériaux.

1.1.1 Propriétés biologiques

Des propriétés biologiques sont souhaitées pour le PMMA. Il doit être biocompatible, c'est-à-dire capable d'être introduit dans un environnement biologique avec une réponse favorable de l'hôte. Il doit être également non-irritant, non toxique et non cancérigène pour les tissus buccaux [1].

1.1.2 Propriétés chimiques

Des propriétés chimiques sont souhaitées pour le PMMA. Il doit être insoluble dans la salive, non réactif aux nutriments, et se lier chimiquement aux dents artificielles et aux revêtements [1].

1.1.3 Propriétés mécaniques

Des propriétés mécaniques sont souhaitées pour le PMMA. Il doit avoir :

- Un module d'élasticité élevé [1]. Le module d'élasticité (ou module de Young) mesure la résistance d'un objet à la déformation élastique [5]
- Une résistance à la flexion. La résistance à la flexion correspond à la contrainte maximale d'un matériau avant rupture dans un essai de flexion à 3 points. Elle est souhaitée pour ne pas entraîner de fracture ou de déformation sous les forces masticatoires. Les facteurs impliqués dans la résistance à la flexion sont la méthode et le degré de polymérisation, la composition chimique, les dimensions et le milieu de stockage [1].
- Une ténacité élevée. La ténacité correspond à la capacité d'un matériau à résister à la propagation de fissures due à des entailles ou à des défauts présents à la surface [1].
- Une résilience élevée. La résilience correspond à la capacité d'un matériau à absorber l'énergie sans créer de déformation permanente [6].
- Une résistance à la fatigue élevée [1]. La résistance à la fatigue correspond à la valeur de la contrainte à laquelle la rupture se produit après un certain nombre de cycles spécifié [7]. Elle est souhaitée pour résister aux contraintes cycliques de mastication.
- Une résistance au choc élevée. La résistance au choc correspond à la quantité d'énergie nécessaire pour provoquer une fracture. Elle est souhaitée pour résister aux forces d'impact élevées comme lors d'une chute accidentelle de la prothèse.[1]
- Une résistance à l'usure et une dureté de surface [1], pour éviter les usures du matériau provoquées par les nettoyants abrasifs pour prothèse, les aliments et les forces fonctionnelles. Une grande dureté de surface permettra de réduire l'usure de la prothèse [8]. La dureté correspond à la capacité à résister à l'indentation de surface et aux rayures [9].

1.1.4 Propriétés physiques

Des propriétés physiques sont souhaitées pour le PMMA. Il doit avoir :

- Une faible densité, afin que la prothèse dentaire soit aussi légère que possible [1].
- Une stabilité dimensionnelle. La sorption (absorption d'eau) et la solubilité doivent être les plus faibles possible car affectant la stabilité dimensionnelle du PMMA. Le retrait de polymérisation doit également être le plus bas, pouvant entraîner des changements dimensionnels lors de la fabrication des prothèses[1].
- Une bonne conductivité thermique, afin de permettre une transmission de la température des aliments aux tissus buccaux et éviter des brûlures au niveau des muqueuses plus fragiles [1]. De plus si la chaleur est transmise lentement, elle peut entraîner des fissures à la surface de la prothèse [8].
- Une radio-opacité. Celle-ci permettrait de différencier la prothèse des tissus buccaux lors des radiographies, par exemple lors d'ingestion d'un morceau de prothèse [1].

1.1.5 Propriétés esthétiques

Des propriétés esthétiques sont souhaitées pour le PMMA, il doit pouvoir imiter les tissus buccaux du patient et assurer dans le temps une stabilité de la couleur sans décoloration dans l'environnement buccal. Les facteurs impliqués dans la décoloration des prothèses sont la sorption (favorisant la pénétration de divers molécule), la porosité, et la consommation de boissons comme l'alcool, des boissons gazeuses, le café et le thé [1].

1.1.6 Autres propriétés

Le PMMA doit également avoir un faible coût, une facilité de fabrication et de réparation, et une facilité de nettoyage [1].

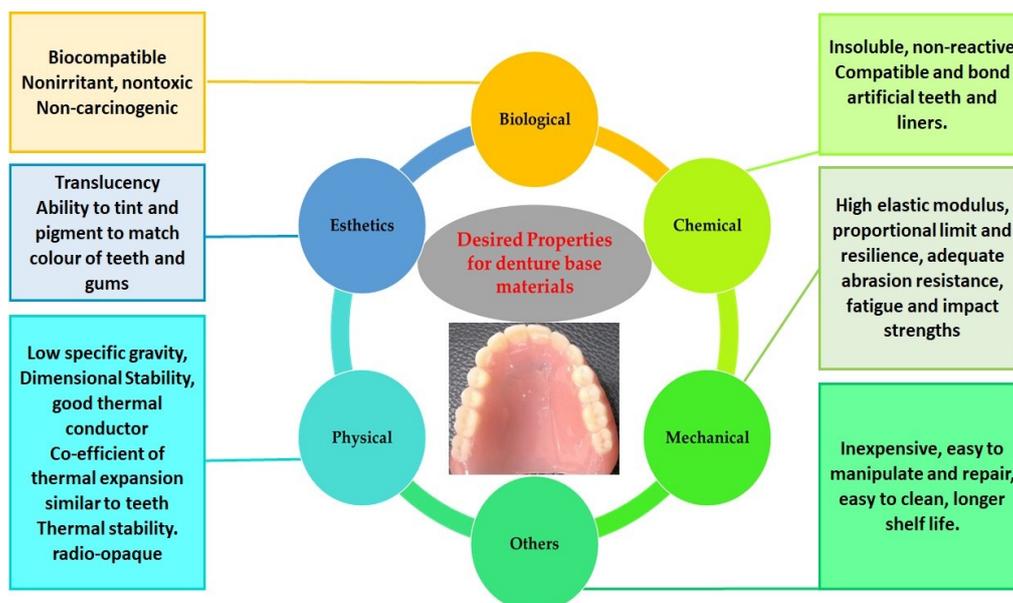


Figure 2 : Propriétés idéales recherchées pour les matériaux PMMA utilisés pour les bases des prothèses dentaires [1]

1.2 Propriétés du PMMA

Propriété	Valeur
Module d'élasticité (GPa)	2,6
Résistance à la Flexion (MPa)	90
Ténacité ($MN/m^{2/3}$)	2,53
Limite proportionnel (MPa)	26
Résistance à la compression (MPa)	76
Résistance à la traction (MPa)	48-62
Élongation (%)	1-2
Résistance à l'impact (J)	0,98-1,27
Résistance à la Fatigue (MPa)	17,6 MPa à $1,5 \times 10^6$ cycles
Dureté Vickers (VHN)	20
Conductivité thermique	$5,7 \times 10^{-4} \text{ °C/cm}$
Coefficient de dilatation thermique	$81 \times 10^{-6} \text{ °C}$
Température de transition vitreuse	125°C
Retrait de polymérisation (%)	-0,50 à -0,58
Densité (g/cm^3)	1,18
Sorption (mg/cm^2)	0,69
Solubilité(mg/cm^2)	0,02(eau),0,01(hydrocarbures)
Couleur	Transparent, sans couleur

Tableau 1 : Valeurs des propriétés du PMMA polymérisé à chaud [1]

1.3 Avantages et inconvénients du PMMA

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Faible densité ▪ Esthétique : harmonisation avec les couleurs ▪ Manipulation aisée, facilité de fabrication et de réparation ▪ Faible coût ▪ Biocompatible ▪ Stabilité chimique satisfaisante dans la cavité buccale 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Propriété thermique : Conductivité thermique faible, Coefficient de dilatation thermique élevé ▪ Fracture des prothèses : faible résistance aux Chocs et la Flexion, Ténacité et Module d'élasticité insuffisantes, Absorption d'eau ▪ Stabilité de la couleur : Décoloration ▪ Absence de radio opacité : sel de métaux lourd incompatible avec PMMA ▪ Rétraction de polymérisation ▪ Monomères résiduels

Tableau 2 : Avantages et inconvénients du PMMA [1]

2 Méthodes de polymérisation du PMMA

2.1 Composition et réaction de polymérisation

Le PMMA est généralement disponible sous la forme d'une poudre polymère et d'un liquide monomère. Leur composition est donnée dans le tableau suivant (tableau 3).

Poudre (Polymère)	Liquide (Monomère)
<ul style="list-style-type: none"> PMMA Initiateur de polymérisation : peroxyde de benzoyle Plastifiant : phtalate de dibutyl Opacifiant : oxyde de titane et de zinc Colorants, pigments et fibres imitant les tissus buccaux et les vaisseaux sanguins 	<ul style="list-style-type: none"> MMA (méthyl méthacrylate) Agent de réticulation : diméthacrylate d'éthylène glycol Inhibiteur de polymérisation : hydroquinone

Tableau 3 : Composition de la poudre et du liquide du PMMA [1], [10]

Le PMMA est un polymère synthétique préparé par polymérisation radicalaire du méthacrylate de méthyl(C5O2H8) pour former du polyméthacrylate de méthyl (C5O2H8)_n[1]. La polymérisation se produit en mélangeant la poudre et le liquide. La présence d'énergie thermique, micro-onde, lumineuse ou d'agent chimique amorce la polymérisation. L'initiateur de polymérisation, le peroxyde de benzoyle, se dissocie en dioxyde de carbone en créant des radicaux libres[10]. La polymérisation se poursuit par la phase de propagation avec la liaison des monomères, suivie de la phase de terminaison par le déplacement des électrons libres vers l'extrémité de la chaîne[1].

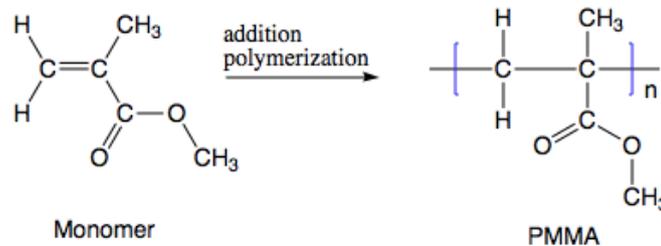


Figure 3: Polymérisation du PMMA (google image, Homework study)

2.2 Classification des polymères des bases pour prothèses dentaires

Selon l'American Dental Association (ADA), les polymères des bases pour prothèses dentaires sont classés en 3 types en fonction de l'activation de la réaction de polymérisation. On retrouve la polymérisation à chaud (type I), l'auto polymérisation (ou polymérisation à froid) (type II), et les résines thermoplastiques (type III). En plus des types I, II et III de la classification ASA, la norme ISO 20795-1013 inclut également la polymérisation à la lumière (type IV) et la polymérisation par micro-ondes (type V) [1].

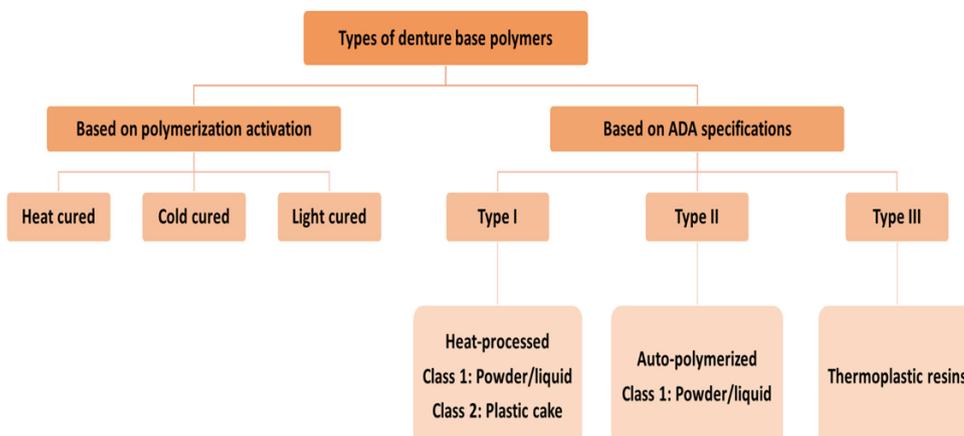


Figure 4 : Classification des polymères des bases pour prothèses dentaires basé sur l'activation de la polymérisation et les spécifications de l'ADA [1]

2.3 Polymérisation à chaud

La polymérisation à chaud nécessite de l'énergie thermique pour activer l'initiateur (peroxyde de benzoyle). Cette énergie thermique est apportée par l'utilisation d'un bain marie chauffé par exemple [1]. Pour la méthode de polymérisation à chaud, le temps de polymérisation est relativement long. Le cycle de polymérisation conventionnel est de 9h à 74°, aujourd'hui un cycle rapide alternatif est souvent utilisé et requière un temps plus court de polymérisation de 20 min à 100°[10].

Par son cycle de chauffage, la polymérisation à chaud permet d'atteindre un degré élevé de polymérisation et de diminuer ainsi les monomères résiduels [1], le but étant d'obtenir le moins possible de monomères résiduels. Parmi les diverses méthodes de polymérisation, les résines acryliques polymérisées à chaud produisent le moins d'effets cytotoxiques [11]. Du fait d'une polymérisation plus complète, les propriétés physiques et mécaniques des acrylates dentaires polymérisés à chaud sont également meilleurs que ceux polymérisés à froid [10].

La technique de fabrication de moulage par compression au bain-marie a été observée comme la technique dominante pour la polymérisation des bases de prothèses amovibles dentaires [3]. Lors du moulage par compression, le PMMA au stade de pâte est emballé dans des flacons dentaires conditionnés sous compression. Ce flacon dentaire est ensuite chauffé dans un bain marie [1]. Cette méthode a pour avantage d'uniformiser le durcissement, d'augmenter la maîtrise du technicien et de n'avoir pas besoin d'appareils coûteux et sophistiqués. Mais cette méthode peut présenter comme inconvénient des changements dimensionnels de la base de la prothèse pendant la polymérisation de la résine[12] .



Figure 5 : Étapes de préparation de la technique de moulage par compression (site web : pocketdentistry.com)

La technique de moulage par injection est une nouvelle technique utilisée pour fabriquer des prothèses amovibles dentaires. Cette technique utilise un flacon spécial avec une carotte de coulée [1]. Le moulage par injection a pour avantage de réduire le retrait de polymérisation grâce à un flux continu de matériaux provenant de la carotte [3]. Le retrait de polymérisation entraîne une adaptation imprécise du matériau au tissu au contact de la prothèse dentaire et se traduit par une mauvaise étanchéité des bords [13]. Le moulage par injection permet donc d'obtenir une prothèse plus précise sur le plan dimensionnel [3]. La fabrication de prothèses par moulage par injection permet également d'améliorer certaines propriétés nécessaires, telle qu'une augmentation de la résistance à la flexion, une diminution de l'absorption de l'eau, une amélioration de la micro dureté et une réduction de la rugosité de surface des bases des prothèses dentaires par rapport au processus conventionnel. Cela est dû à une plus grande stabilité dimensionnelle et une diminution de la quantité de monomères résiduels, ces derniers affectant les propriétés des prothèses par leur action plastifiante [3], [12].



Figure 6 : Étapes de préparation de la technique de moulage par Injection (site web : pocketdentistry.com)

La polymérisation au bain-marie est décrite comme la technique de polymérisation conventionnelle. De nouvelles méthodes de polymérisation sont récemment utilisées utilisant l'énergie micro-onde ou l'autoclave dans le but d'offrir une amélioration des propriétés des matériaux.

La polymérisation en autoclave repose sur l'utilisation d'une machine autoclave, qui est un dispositif utilisé pour la stérilisation appliquant de la vapeur à haute pression à une température de 121°C au contenu qui doit être stérilisé. La même méthode est appliquée à la résine PMMA pour la polymérisation en autoclave [14]. La polymérisation en autoclave permet d'améliorer les propriétés physiques et mécaniques du PMMA, en effet la chaleur et la pression à l'intérieur de l'autoclave conduisent à une augmentation du degré de polymérisation et à une réduction des monomères résiduels. Les prothèses polymérisées en autoclave montrent une rugosité de surface plus faible par rapport à la méthode au bain-marie. Elles présentent également des valeurs de dureté plus élevées, en raison de l'effet plastifiant

des monomères résiduels, affaiblissant la dureté de surface, qui a été réduit par une conversion élevée du monomère [15]. En plus de la dureté, la polymérisation en autoclave permet aussi une augmentation de la résistance à la flexion et de la résistance aux chocs, tout en facilitant le travail de laboratoire et en permettant de gagner du temps dans la fabrication des prothèses [14], [15]. La polymérisation en autoclave pourrait être par conséquent utilisée comme méthode alternative à la technique conventionnelle de polymérisation au bain-marie, mais nécessiterait des recherches plus approfondies comprenant l'environnement buccal et des procédures de vieillissement [15].

2.4 Polymérisation à froid

La polymérisation à froid, aussi appelée polymérisation chimique ou auto-polymérisation, nécessite un accélérateur de polymérisation tel que la N,N diméthyl-p-toluidine, qui n'est présent que dans les acrylate polymérisés à froid [10]. Ce dernier active le peroxyde de benzyle générant chimiquement des radicaux libres pour initier la polymérisation [1].

La polymérisation à froid a pour avantage une meilleure stabilité dimensionnelle et une meilleure adaptation par rapport au PMMA polymérisé à chaud, ce qui s'explique par un retrait de polymérisation mineur [1].

Cependant le PMMA polymérisé à froid présente un degré de polymérisation nettement inférieur à celui du PMMA polymérisé à chaud et une concentration plus élevée de monomères résiduels, affectant ainsi les propriétés biologiques, physiques et mécaniques [10].

Les prothèses polymérisées à froid présentent donc des valeurs d'absorption d'eau plus élevées [10], une altération de la résistance et de la dureté [1], ainsi qu'une rugosité de surface légèrement supérieure [16]. Mais elles présentent aussi une mauvaise stabilité de la couleur dû à l'oxydation de l'activateur de polymérisation avec le temps entraînant une décoloration [1].

Les résines polymérisées à froid libèrent des quantités plus importantes de monomères résiduels que les résines polymérisées à chaud, de ce fait elles produisent les effets cytotoxiques les plus importants parmi les différentes méthodes de laboratoire utilisées pour polymériser les résines pour prothèses dentaires [11].

Les échantillons polymérisés à froid montre également une adhérence microbienne significativement plus élevée que ceux polymérisés à chaud [16].

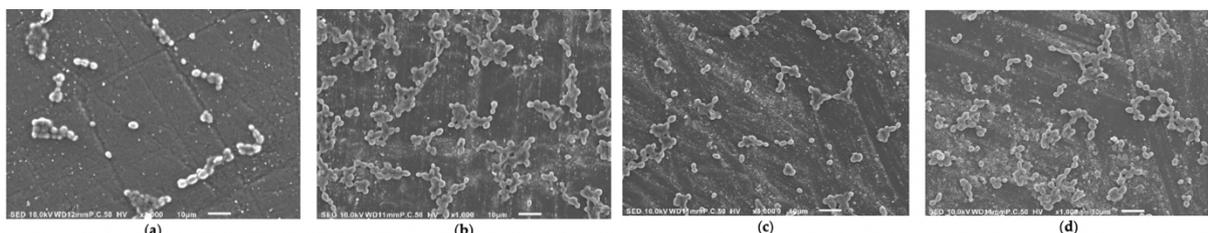


Figure 7 : Adhésion microbienne sur des échantillons acryliques des bases de prothèses dentaires selon leurs méthodes de fabrication : (a) fraisage informatisé, (b) impression 3D, (c) polymérisation à chaud, (d) polymérisation à froid [16]

Les résines PMMA polymérisées à froid ne sont utilisées actuellement que pour la fabrication de porte-empreintes individuels, de prothèses partielles provisoires et pour la réparation de prothèses. En raison de la présence d'une plus grande quantité de monomères résiduels, les résines PMMA polymérisées à froid ne sont pas considérées comme des applications orales à long terme [1].

2.5 Polymérisation par micro-ondes

La polymérisation par micro-ondes nécessite une source d'énergie micro-onde pour polymériser et durcir le PMMA. Cette technique de polymérisation utilise un flacon non métallique pour prothèse dentaire et utilise une résine acrylique de formulation spéciale qui ne contient pas l'initiateur de peroxyde de benzoyle [1].



Figure 8 : Système représentatif de résine activée par micro-ondes (site web : pocketdentistry.com)

La polymérisation par micro-ondes présente comme principale avantage un gain de temps avec un durcissement en 3min à 500W [1]. Elle permet également un chauffage uniforme de la masse de polymère [3]. Le PMMA polymérisé par micro-ondes possède des propriétés mécaniques et physiques, y compris la précision dimensionnelle, comparables à celles du PMMA conventionnel polymérisé à chaud. Tout comme le PMMA polymérisé à chaud, le PMMA polymérisé par micro-ondes produit moins de cytotoxicité par rapport au PMMA polymérisé à froid [1].

Cependant cette technique à un coût élevé du fait de l'équipement relativement couteux [1].

Un chauffage excessif peut se produire dû à de nombreuses collisions et frictions intermoléculaires entraînant la vaporisation du monomère et la formation de porosité [17]. Le PMMA polymérisé par micro-ondes présente également une faible force d'adhérence avec les dents acryliques, limitant leur application prothétique [1].

2.6 Polymérisation à la lumière

La polymérisation à la lumière ou photo-polymérisation nécessite une exposition à la lumière visible selon la durée requise pour durcir le PMMA. Les acrylates photopolymérisés se présentent sous forme de plaques ou de gels mono-composant contrairement au système classique à 2 composants. On retrouve dans sa composition des charges de PMMA, des charges de silice, une matrice de diméthacrylate d'uréthane et des monomères de résine acrylique. L'initiateur conventionnel est remplacé par la camphorquinone, un agent photosensible, qui activé par la lumière génère des radicaux libres pour initier la polymérisation [1], [10].

Le PMMA photo-polymérisé a pour avantage un retrait de polymérisation, une quantité de monomères résiduels et une adhésion bactérienne réduite par rapport au PMMA polymérisés à chaud et à froid. Il présente également une fabrication plus facile et un contrôle total de la polymérisation avec un temps suffisamment long pour la manipulation.

Cependant il présente également des inconvénients comme une profondeur de polymérisation limitée et un coût élevé. Les propriétés mécaniques du PMMA photo-polymérisé sont également légèrement inférieures à celles du PMMA conventionnel.

Son application actuelle est limitée à la réparation de prothèses, au rebasage de prothèses, aux porte-empreintes individuels et aux plaques des bases pour prothèses complètes. A noter que la résistance à la réparation du PMMA photo-polymérisé (40-44MPa) est supérieur à celle du PMMA polymérisé à chaud (21-34MPa) et à froid (13MPa) [1].

3 CAO/FAO (Fabrication par Conception/Fabrication assistées par ordinateur) et Impression 3D

Il existe deux procédés de fabrication d'une prothèse amovible numérique : une technique additive comme l'impression 3D et une technique soustractive comme la conception et la fabrication assistée par ordinateur (CAO/FAO) [18].

3.1 L'Impression 3D

L'impression 3D est un processus additif où la prothèse est fabriquée en empilant le matériau acrylique couche par couche. L'impression 3D peut être réalisée par stéréolithographie ou par traitement numérique de la lumière avec une précision satisfaisante des couches (20 à 150 μm) [18].



Figure 9 : Base d'une prothèse imprimée en 3D avec des dents imprimées séparément reliées à la base de la prothèse [18]

L'étude des propriétés physiques et mécaniques de ses résines d'impression 3D est essentielle. La résine imprimée en 3D présente une résistance à la flexion et une dureté inférieure à la résine polymérisée à chaud. Ces propriétés mécaniques peuvent être influencées par l'orientation de l'impression, une stratification dans une direction parallèle à la direction de la charge peut entraîner une mauvaise adhésion entre les couches, mais également par le logiciel utilisé, le nombre d'épaisseur et le degré de polymérisation des couches et les étapes de post traitement [19].

La résine imprimée en 3D semble présenter une meilleure résistance à l'impact [19] ainsi qu'une précision d'ajustement supérieure à celle des résines conventionnelles polymérisées à chaud[20].

On peut noter également un augmentation de l'adhésion de *Candida albican* lors de l'impression 3D par rapport à la méthode conventionnelle de polymérisation à chaud (Figure 7) [16].

Les indications des résines d'impression 3D sont principalement la fabrication des prothèses provisoires ou immédiates, de porte-empreintes individuels ou de base d'enregistrement pour le processus de fabrication conventionnel [19].

3.2 L'usinage CAO/FAO

La fabrication de prothèses dentaires amovibles à partir d'une conception et d'une fabrication assistée par ordinateur est en constante augmentation [10]. Les prothèses CAO/FAO sont fabriquées à partir de blocs de résine usinés à l'aide d'outils de coupe spécifique guidés par une technologie de commande numérique par ordinateur [18]. Plusieurs de ses propriétés se montrent supérieures aux PMMA conventionnels polymérisés à chaud.

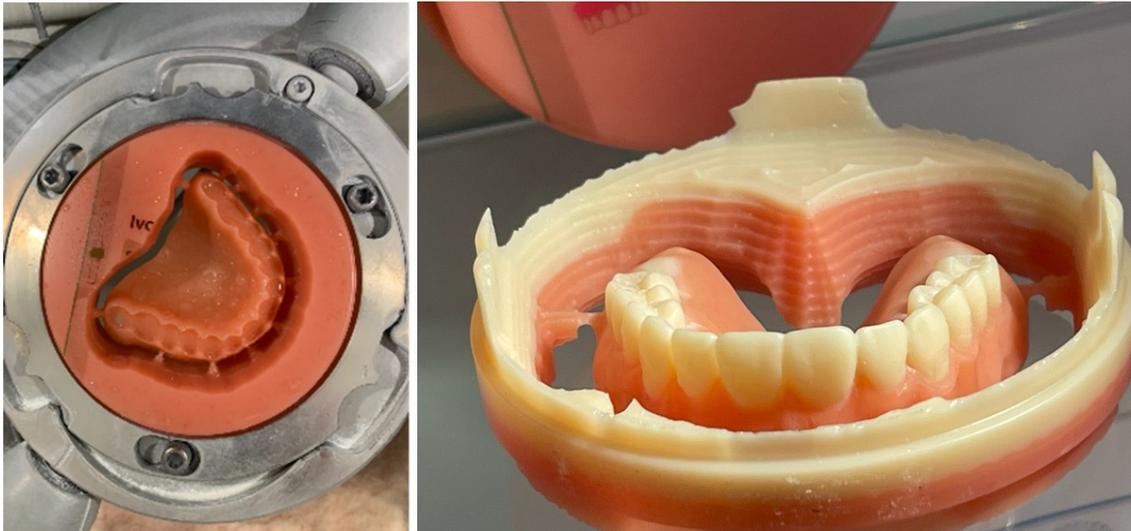


Figure 10 : Base de prothèse CAO/FAO fixée à son disque dans la fraiseuse

Figure 11 : Prothèse dentaire monolithique fabriquée à partir d'un seul disque coloré en rose et blanc ne nécessitant qu'une seule procédure d'usinage [18]

Le PMMA utilisant la CFAO possède des propriétés mécaniques améliorées, avec une dureté, une résistance à la flexion et une résistance aux chocs augmentées [1]. Cela peut être attribuées aux disques CAO/FAO qui sont polymérisés à l'aide d'un équipement sophistiqué capable de fournir un plus grand potentiel de polymérisation, ainsi qu'un matériau homogène avec une réduction des vides et des défauts par rapport au PMMA polymérisé à chaud [3].

En terme de propriété biologique, ces prothèses possèdent une meilleure biocompatibilité en raison d'une meilleure polymérisation des monomères [10]. La libération de monomères résiduels des disques CAO/FAO est plus faible que celle du PMMA polymérisé à chaud [20].

Elle présente aussi une stabilité de la forme et de la couleur de la base de prothèse dentaire [10], en effet le changement de couleur des disques CAO/FAO après stockage dans différents milieux (café, coca, vin rouge, eau distillé) se montre plus faible que celui du PMMA polymérisé à chaud [20]. En plus d'être esthétique, ces matériaux CAO/FAO sont également durables [3]. Le processus de fabrication par fraisage CAO/FAO se montre être plus précis et plus rapide [16]. Cependant les prothèses dentaires polymérisées à chaud présentent une plus grande force d'adhérence des dents par rapport aux matériaux fraisés par CAO/FAO [18].

La rugosité de surface et l'adhérence de *C.Albican* sur les prothèses CAO/FAO sont réduites par rapport au PMMA polymérisé à chaud (Figure 7) [16].

Propriétés	PMMA Conventionnel polymérisé à chaud	PMMA CAO/FAO
Chimie Libération de monomère Biocompatibilité		Similaire Pas de différence significative Similaire
Manipulation	Flacon-emballage-presse	Prototypage rapide et technique de fraisage
Adhérence <i>Candida Albican</i>		Réduit
Propriétés mécaniques Dureté Résistance à la flexion Module de flexion et résistance aux chocs Durabilité Force d'adhésion des dents	Plus élevé, diminue avec le vieillissement.	Amélioré Augmenté Amélioré Amélioré Amélioré Plus faible, moins d'effet avec le vieillissement
Hydrophobie Angle de contact Rugosité de surface	Inférieur	Plus élevée Inférieur (0,2 µm)

Tableau 4 : Comparaison des propriétés du PMMA conventionnel polymérisé à chaud et du PMMA CAO/FAO [1]

Les prothèses CAO/FAO en PMMA peuvent présenter une indication pour les patients sujets à la stomatite dentaire en raison de la réduction de l'attachement de *C.Albican* [1].

Toutefois, l'indication des prothèses entièrement numériques est limitée aux classes III/IV de Kennedy partiellement édenté [21]. Des problèmes liés à la prise d'empreinte numérique restent à résoudre pour étendre ces indications comme le développement de la prise d'empreinte numérique au bord de la base de la prothèse, le développement d'un algorithme pour tenir compte du déplacement de la pression de la muqueuse sur les zones supports de prothèse, et le développement des méthodes pour l'enregistrement de la relation intermaxillaire dans les cas sans support occlusal [20].

4 Toxicité et Allergie

4.1 Libération de monomères résiduels

Lors de la réaction de polymérisation, les monomères (MMA) sont transformés en polymères (poly-MMA). Tous les monomères ne sont pas convertis et certains monomères résiduels qui n'ont pas réagi restent non polymérisés.

Le contact constant de la salive avec la prothèse entraîne l'expansion des ouvertures entre les chaînes de polymères, pouvant entraîner la diffusion des monomères libres dans la salive et provoquer des effets cytotoxiques dans la cavité buccale. Plus la quantité de monomères résiduels est importante, plus les effets cytotoxiques seront importants [11].

Les monomères résiduels possèdent également une action plastifiante qui peut affecter négativement les propriétés physiques, mécaniques et biologiques de la prothèse [3]. En effet la libération de monomères dans la salive entraîne une absorption compensatoire de liquide dans l'environnement buccal, ce qui conduit à la plastification du matériau, le rendant plus flexible [10]. La libération de monomères résiduels entraîne donc une augmentation de la

sorption d'eau, de la solubilité ainsi qu'une décoloration due à la pénétration de diverses molécules [1].

La quantité de monomères résiduels va dépendre de plusieurs facteurs. L'un des premiers facteurs est le rapport poudre/ liquide (P/L) lors de la fabrication de la résine. En effet l'ajout d'une plus grande quantité de monomères (liquide), augmente la quantité de monomères résiduels [1], [11]. Il est donc important de respecter le rapport poudre/liquide fixé par le fabriquant.

La durée et la température de polymérisation sont deux autres facteurs responsables de la quantité de monomères résiduels. Lorsque le temps de polymérisation est prolongé, la quantité de monomères résiduels est considérablement réduite [11].

La quantité de monomères résiduels dépend également de la méthode de polymérisation. Comme dit précédemment, le PMMA polymérisé à froid contient une quantité de monomères résiduels (3-5%) significativement plus élevée que le PMMA polymérisé à chaud (0,2 -0,5%), les effets les plus délétères sont donc produits par le PMMA polymérisé à froid [1], [11]. Il est donc recommandé pour les prothèses polymérisées à froid nouvellement fabriquées une immersion dans l'eau avant utilisation pour réduire la quantité de monomères résiduels [11].

La plus grande quantité de monomères résiduels serait libérée dans la salive au cours du 1^{er} jour d'utilisation des prothèses, puis devient stable après 2 semaines de port de prothèse [10].

La quantité de monomères résiduels peut être réduite par des méthodes de post polymérisation telle qu'une polymérisation à chaud supplémentaire, une post-polymérisation par micro-onde ou une immersion dans un bain marie avant remise au patient. Ces traitements de post-polymérisation permettent une réduction de la quantité de monomères résiduels des PMMA polymérisés à froid, mais ne sont pas nécessaires aux PMMA polymérisés à chaud étant donné leur faible concentration de monomères résiduels [10].

4.2 Effets toxiques et réactions allergiques

Comme dit précédemment, les monomères résiduels qui n'ont pas réagi peuvent s'infiltrer dans la cavité buccale et entraîner des effets toxiques et des réactions allergiques.

Les effets indésirables se manifestent cliniquement par une chéilite, une stomatite, des sensations de brûlures, des sensations douloureuses et une candidose. Ils sont généralement localisés et disparaissent après l'élimination de l'agent causal. Les zones kératinisées de la cavité buccale présentent une plus grande résistance aux effets toxiques, mais les parties de la muqueuse étant infectées ou endommagées seront plus sensibles aux effets toxiques [10].

Les réactions allergiques appartiennent au groupe I, la réaction anaphylactique, ou au groupe IV, la réaction d'hypersensibilité retardée (allergie de contact). La proportion de personnes allergiques au PMMA représenterait 1% de la population [10].

Les réactions allergiques à la résine des bases de prothèses dentaires se manifestent principalement par une douleur buccale et une sensation de brûlure. La salive présente dans la cavité buccale apporte une barrière défensive en diluant les antigènes avant leur pénétration dans la muqueuse buccale [11].

De nouveaux acrylates hypoallergéniques sont apparus pour résoudre ces problèmes d'allergies aux acrylates classiques, le MMA est ainsi remplacé par le diméthacrylate de diuréthane, le polyuréthane, le polyéthylène téréphtalate et le polybutylène téréphtalate [10].

5 Optimisation des propriétés mécaniques

5.1 Contraintes mécaniques

Les matériaux des bases de prothèses dentaires amovibles subissent différents types de contraintes comme la compression, la traction et le cisaillement pouvant entraîner une fracture de la prothèse. Des études ont montré que 29% des fractures ont lieu au niveau de la ligne médiane des bases de prothèses dentaires, et plus fréquemment sur la prothèse supérieure qu'inférieure [8].

Les deux causes pouvant entraîner une fracture de la prothèse sont la rupture de fatigue par flexion et la rupture par des forces d'impact élevées.

En effet au niveau intra-oral, les matériaux des bases de prothèses sont soumis à des contraintes masticatoires complexes répétées pouvant entraîner une fatigue par flexion.

En dehors de la bouche, les bases des prothèses dentaires peuvent subir une force d'impact élevée due à un choc soudain sur la prothèse ou d'une chute accidentelle lors du nettoyage, de la toux ou de l'éternuement [22].

Des bonnes propriétés mécaniques sont donc nécessaires, en particulier une résistance à la flexion élevée pour supporter les forces de mastications sans déformations ni fractures. Une résistance aux chocs élevée est souhaitée pour éviter les fractures en cas de forces d'impact élevées [19].

Pour améliorer les propriétés mécaniques des bases des prothèses dentaires, des nombreux additifs ont été proposés comme les fibres, les charges ou les nanocharges.

5.2 Renforcement mécanique utilisant les fibres

5.2.1 Disposition des fibres dans la matrice

Pour permettre le renforcement des bases des prothèses dentaires, diverses fibres peuvent être ajoutées dans la résine PMMA. L'amélioration des propriétés mécaniques dépend de la morphologie des fibres (longueur, diamètre), de leur orientation dans la matrice, de leur concentration et de leur adhésion à la matrice.

Des fibres plus courtes que la longueur critique des fibres peuvent avoir un effet négatif sur les propriétés mécaniques.

L'orientation des fibres dans la matrice impacte également les propriétés mécaniques, une orientation unidirectionnelle des fibres entraîne une résistance renforcée dans une direction, alors qu'une orientation multidirectionnelle ou tissée entraîne une résistance dans toutes les directions.

La pré-imprégnation des fibres avec du monomère améliore leur adhésion à la matrice. De même les fibres silanisées améliorent également l'adhésion des fibres à la matrice. Cette adhésion à la matrice permet une réduction des vides dans la matrice et facilite une distribution uniforme des contraintes [1].

Ce renforcement des bases prothétiques par des fibres peut permettre d'améliorer la résistance à la flexion et la résistance aux chocs ainsi que la résistance à la fatigue [23]. Toutefois le coût des fibres et des traitements supplémentaires augmente le coût global de production de la prothèse [1].

5.2.2 Fibres utilisées

L'ajout de différents types de fibres dans la résine PMMA a été étudié, tel que les fibres de polyamide, les fibres de polyéthylène et en particulier les fibres de verre, en raison de leur biocompatibilité, de leur esthétique et de leurs propriétés mécaniques [23].

5.2.2.1 Fibres de carbone

Le renforcement par des fibres de carbone montre une amélioration des propriétés mécaniques de la résine PMMA, on note une augmentation de la résistance à la flexion, de la résistance à la traction et de la résistance à la rupture [3], [24].

Malgré ces propriétés mécaniques, il n'est pas possible d'utiliser ces fibres pour le renforcement des bases des prothèses dentaires pour un usage clinique en raison de ces mauvaises propriétés esthétiques. En effet les fibres de carbone donnent à la base de la prothèse une couleur foncée due à la couleur des fibres [24].



Figure12 : Éprouvettes après un test de flexion à 3 points (C : Contrôle / GF : Fibres de Verre / PF :Fibres de Polypropylène / CF :Fibres de Carbone) [24]

5.2.2.2 Fibres de polyamide

Les fibres de polyamide comprennent des fibres de nylon et d'aramide [23]. Ces fibres de polyamides présentent une meilleure mouillabilité, un pré-traitement n'est donc pas nécessaire [1].

L'ajout de fibres d'aramide a amélioré la résistance à la flexion de la résine. Cependant la dureté diminue avec l'augmentation de la concentration en fibres. De plus sa couleur jaune entraîne une esthétique médiocre [23]. Les fibres, lorsqu'elles sont exposées à la surface, peuvent également être irritables pour les tissus du patient [1].

L'ajout de fibres de nylon a amélioré la résistance à la rupture et augmente l'élasticité structurelle [23].

5.2.2.3 Fibres de Polyéthylène et Polypropylène

Les fibres de polyéthylène et de polypropylène ont augmenté la résistance aux chocs du PMMA [23].

Cependant l'adhésion entre les fibres de polypropylène et la matrice est faible [24], ainsi l'incorporation de fibres de polypropylène silanisées dans une résine PMMA a amélioré considérablement la résistance transversale, la résistance à la traction et la résistance aux chocs, mais a diminué la résistance à l'usure [23].

Les propriétés esthétiques ne sont pas affectées, cela est dû à la couleur blanche des fibres [1].

5.2.2.4 Fibres de verre

Les fibres de verre offrent un renforcement et une esthétique excellents par rapport à d'autres fibres [1].

Le renforcement par les fibres de verre augmente de manière significative la résistance à la flexion, la résistance aux chocs, la ténacité et la dureté Vickers du PMMA. Elles entraînent également une réduction significative de la déformation des bases des prothèses dentaires (moins de 1% de déformation) [23]. Les concentrations optimales pour renforcer les résines PMMA seraient de 3 à 7% en poids de fibres de verre.

Les fibres de verre silanisées permettent également d'augmenter la résistance à la flexion et la résistance aux chocs de la résine acrylique.

De par sa facilité d'application, sa biocompatibilité, et son amélioration considérable des propriétés physiques des bases des prothèses dentaires, la fibre de verre silanisée est le matériau de renforcement le plus couramment étudiée [25].

Type de Fibres	Modifications	
	Augmentation/Amélioration	Diminution/ Affaiblissement
<u>Carbone</u>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance à la flexion ▪ Résistance à la traction ▪ Résistance à la rupture 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Propriété esthétique (couleur foncée)
<u>Aramid</u>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance à la flexion ▪ Biocompatible 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Dureté (diminue avec la concentration des fibres) ▪ Propriété esthétique (couleur jaune)
<u>Nylon</u>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance à la flexion ▪ Résistance à la rupture ▪ Élasticité structurelle 	
<u>Polyéthylène/Polypropylène</u> <i>Polypropylène silanisé</i>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance aux chocs <p>→ <i>Résistance transversale, à la traction et au choc</i></p>	<p>→ <i>Résistance à l'usure</i></p>
<u>Fibre de verre</u> <i>Fibre de verre silanisé</i>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance à la flexion ▪ Résistance aux chocs ▪ Ténacité ▪ Dureté ▪ Réduction de la déformation des bases de prothèses ▪ Esthétique <p>→ <i>Résistance à la flexion</i> → <i>Résistance au choc</i> → <i>Biocompatibilité</i></p>	

Tableau 5 : Effets des différentes fibres utilisées pour le renforcement mécanique sur la résine des bases des prothèses dentaires [1], [23]

5.3 Renforcement mécanique utilisant les Charges et Nano-charges

L'incorporation de charges et de nanocharges a été étudiée pour renforcer la résine des prothèses dentaires. Parmi ces particules on retrouve les oxydes métalliques, les métaux nobles, les minéraux et les carbones [23].

L'ajout de charges permet d'améliorer plusieurs propriétés du PMMA, comme les propriétés mécaniques, antimicrobiennes, la conductivité thermique et la stabilité dimensionnelle, sans poser de problème de biocompatibilité [1].

Récemment des nanocharges, c'est-à-dire des particules de taille nanométrique, ont été suggérées pour améliorer les propriétés du PMMA en raison de leurs caractéristiques : leur surface élevée, leur petite taille et leur distribution homogène [23]. Une grande surface des nanoparticules permet d'augmenter le nombre de points de contact avec le PMMA, ce qui améliore l'imbrication mécanique et offre une flexibilité complémentaire [25]. La taille, la forme, le type et la concentration des nanocharges ajoutées affectent les propriétés du PMMA renforcé [23].

5.3.1 Les Oxydes métalliques

5.3.1.1 L'alumine (Al_2O_3)

L'ajout de charges d'alumine est principalement utilisé pour améliorer la conductivité thermique.

Pour améliorer la liaison entre la surface métallique et la résine, des méthodes de sablage ou de silanisation des particules ont été proposées. Les particules d'alumine traitées au silane permettent d'augmenter de manière significative les propriétés mécaniques, notamment la résistance à la compression, à la traction, à la flexion et à l'usure.

L'inconvénient du PMMA renforcé à l'aluminium est la décoloration de la résine, limitant son utilisation à des zones où elle n'est pas visible [23].

5.3.1.2 Zirconium (ZrO_2)

L'ajout de charges de zirconium permet une amélioration significative des propriétés mécaniques. Il permet également d'augmenter la conductivité thermique du PMMA [23]. Un ajout dans le PMMA entre 3 et 5% en poids de zirconium permettrait d'obtenir des propriétés mécaniques optimales pour les applications des bases des prothèses dentaires [8].

La faible mouillabilité entre les charges et la matrice peut réduire l'amélioration des propriétés mécaniques, c'est pourquoi l'utilisation d'un agent de couplage silane permet d'améliorer l'adhérence entre les nanoparticules (NP) de zirconium et le PMMA, et ainsi augmenter la résistance à la flexion et aux chocs.

L'incorporation de NP de zirconium silanisées dans le PMMA permet d'augmenter la résistance à la flexion, aux chocs, à la compression, à la fatigue, sa ténacité et sa dureté. L'ajout de NP de zirconium n'a pas eu d'impact sur les propriétés esthétiques et aucun changement de couleur notable n'a été constaté [23].

5.3.1.3 Titane (TiO_2)

L'ajout de particules de titane améliore les propriétés mécaniques du PMMA ainsi que la conductivité thermique.

Une amélioration supplémentaire a été constatée avec un agent de couplage silane. L'incorporation de NP de titane silanisées dans le PMMA a amélioré la résistance aux chocs, la résistance transversale et la dureté de surface. La sorption d'eau et la solubilité ont également été diminuées [23]. Cependant une réduction de la résistance à la flexion a été observée lorsque la concentration des particules de titane dépassait 1,5% en poids [25].

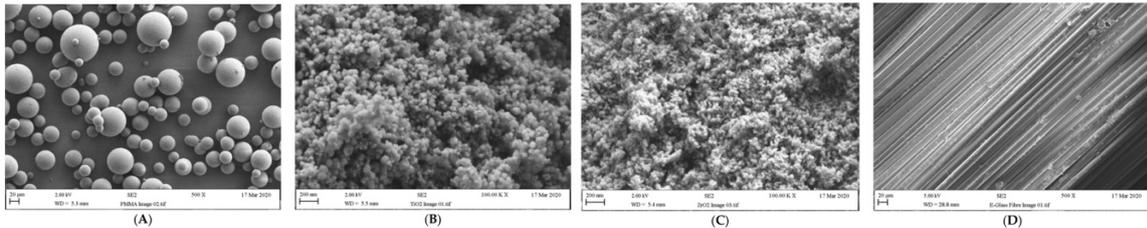


Figure 13 : Taille des particules/ fibres : A: poudre de PMMA/ B: NP de ZrO_2 /C: NP de TiO_2 / D: fibres de verre [25]

5.3.2 Les métaux nobles : l'argent (Ag)

L'argent est principalement utilisé comme agent antimicrobien, il pourrait réduire l'adhésion bactérienne. L'ajout de NP d'argent a amélioré la conductivité thermique et la résistance à la compression. De plus elles ne sont pas cytotoxiques [23].

Cependant la résistance à la flexion n'a pas changé de manière significative [1] et la résistance à la traction diminue après l'incorporation de 2% de NP d'argent [23]. De plus une mauvaise stabilité de la couleur du PMMA a été signalée [23].

5.3.3 Les Minéraux : l'hydroxyapatite (HA)

L'ajout de charges d'hydroxyapatite améliore les propriétés mécaniques du PMMA, elles ont augmenté la résistance à la flexion ainsi que le module de flexion. L'ajout de NP d'HA a également amélioré la résistance à la fatigue et à la compression du PMMA.

Cependant on peut observer une réduction des propriétés de flexion lors de l'immersion dans l'eau, due à l'effet plastifiant de l'eau qui affaiblit la liaison entre la charge d'HA et la matrice PMMA [23].

5.3.4 Famille des Carbone : nano-carbone (NC)

Les nanotubes de carbone (NTC) sont étudiés pour renforcer les propriétés du PMMA. Il existe 2 types de nanotube de carbone : les NTC à paroi simple (un seul tube cylindrique), et les NTC à paroi multiples (réseau de nanotube concentrique imbriqué les uns dans les autres) [1].

Il a été observé que l'ajout de 1% de nanotubes de carbone a augmenté significativement la résistance aux chocs et la résistance à la flexion [23], cependant l'augmentation de la concentration de NTC (2%) compromet les propriétés dues à une dispersion insuffisante des NTC [1].

On note également une diminution de la dureté [23]. De plus leur utilisation se limite aux zones non esthétiques en raison de sa mauvaise couleur [1].

Charge		Modifications	
		Augmentation/Amélioration	Diminution/ Affaiblissement
Oxydes métalliques	L'alumine (Al_2O_3) NP alumine silanisé	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Conductivité thermique → Résistance à la compression → Résistance à la traction → Résistance à la flexion → Résistance à l'usure 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Décoloration de la résine
	Zirconium (ZrO_2) NP zirconium silanisé	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Conductivité thermique → Résistance à la flexion → Résistance aux chocs → Résistance à la compression → Résistance à la fatigue → Ténacité → Dureté 	
	Titane (TiO_2) NP titane silanisé	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Conductivité thermique → Résistance aux chocs → Résistance transversale → Dureté de surface 	→ Résistance à la flexion (>1,5%)
Métaux Nobles	Argent (Ag) NP argent	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Antimicrobien → Conductivité thermique → Résistance à la compression → Non cytotoxique 	<ul style="list-style-type: none"> → Résistance à la traction (>2%) → Mauvaise stabilité de la couleur
Minéraux	Hydroxyapatite (HA) NP d'HA	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Résistance à la flexion et module de flexion → Résistance à la fatigue → Résistance à la compression 	→ Résistance à la flexion (lors de l'immersion dans l'eau)
Carbone	Nanotube de carbon (NTC)	<ul style="list-style-type: none"> → Résistance au choc → Résistance à la flexion 	<ul style="list-style-type: none"> → Dureté → Mauvaise couleur

Tableau 6 : Effets des différentes charges et nanocharges utilisées pour le renforcement mécanique sur la résine des bases des prothèses dentaires [1], [23]

5.4 Renforcement mécanique hybride

Le renforcement hybride est une autre approche pour l'amélioration des propriétés mécaniques. Cette technique combine les propriétés individuelles des agents de renforcement de la résine des bases de prothèse dentaire [22]. Le renforcement hybride combine donc l'utilisation de diverses fibres, de diverses charges, et également la combinaison de fibres et de charges.

Le renforcement hybride par différents types de fibres permet d'améliorer des propriétés du PMMA, comme la résistance à la traction, le module de flexion, la rugosité de surface, la radio-opacité et la conductivité thermique, ainsi que la diminution du retrait de polymérisation.

Le renforcement hybride montre des résultats prometteurs mais nécessite des recherches supplémentaires pour explorer d'autres matériaux et combinaisons [3].

5.5 Inconvénients des agents de renforcements

Bien que les agents de renforcements améliorent plusieurs propriétés du PMMA, leurs effets dépendent de plusieurs facteurs comme le type de matériaux, la forme, la taille, l'orientation/la distribution, la concentration et le traitement de surface de l'agent de renforcement [22].

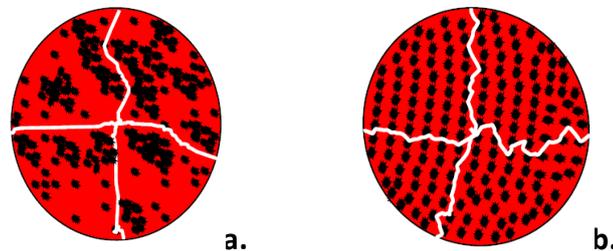


Figure 14 : a) Particules distribuées de manière aléatoire permettant la propagation des fissures
b) Particules uniformément distribuées qui améliorent la résistance à la rupture par déviation des fissures [1]

Le traitement au silane influence les propriétés finales de la résine en formant une liaison entre la charge et la matrice. Une mauvaise interface entre les particules et le PMMA affecte négativement la résistance aux chocs. Tandis que la ténacité augmente s'il existe une adhésion entre les particules et la résine [22].

Il semble possible de renforcer la base de la prothèse amovible dentaire jusqu'à 5% en poids de charge dans la résine, au-delà la résistance à la rupture est réduite [22]. En effet, lors d'une forte concentration de charges, l'espacement entre les particules est réduit, entraînant plus d'interactions entre les charges qu'entre la matrice et les charges, ce qui forme une agglomération des particules. Ces agglomérations de particules génèrent des contraintes qui diminuent les propriétés mécaniques [2], [22].

Il a été montré que l'ajout de nanoparticules ou de fibres peut améliorer les propriétés du PMMA, cependant cela peut compromettre l'esthétique (couleur, translucidité) et poser des problèmes de biocompatibilité par la libération des produits de dégradation dans la cavité buccale [1].

La plupart des résultats étant obtenus sur des études de laboratoire, des recherches plus approfondies sont nécessaires, en prenant en compte certains facteurs cliniques, comme l'environnement buccal humide ou des habitudes para fonctionnel pouvant affecter négativement l'effet du renforcement [22].

5.6 Réparation des bases des prothèses amovibles dentaires

Les réparations des prothèses dentaires fracturées sont fréquentes dans les cabinets dentaires [1]. La réparation des prothèses doit conserver la solidité d'origine de la prothèse, la précision dimensionnelle, l'esthétique et la simplicité technique [26].

Plusieurs types de résines PMMA sont utilisés pour la réparation des prothèses. Le PMMA polymérisé à chaud présente de meilleures propriétés mécaniques, mais peut induire une déformation des prothèses due à la chaleur. Le PMMA polymérisé à froid est donc privilégié pour la réparation des bases des prothèses fracturées [1], en raison également de sa procédure de laboratoire facile, rapide et économique. À noter que la résistance à la

réparation du PMMA photo-polymérisé (40-44MPa) est supérieure à celle du PMMA polymérisé à chaud (21-34MPa) et à froid (13MPa) [1].

Les traitements de surface appliqués sur la prothèse, qui peuvent être chimiques, mécaniques ou combinés, permettent d'améliorer la résistance de la liaison de réparation [26].

On retrouve divers traitements de surface comme l'abrasion à l'air d'alumine, le traitement au laser, le meulage mécanique à l'aide d'une fraise, et l'immersion dans une solution de monomères ou de solvants organiques[1].

Certaines modifications des PMMA peuvent améliorer leur résistance pour la réparation des prothèses comme l'incorporation de nanoparticules [1]. Compte tenu de l'amélioration des propriétés des bases des prothèses dentaires avec l'ajout de nanoparticules, leur ajout aux résines de réparation polymérisées à froid a été suggéré [26]. Trois nanoparticules ont été étudiées : les NP de ZrO_2 , les NP de SiO_2 et les NP Al_2O_3 .

Ainsi l'ajout de 7,5% en poids de NP de ZrO_2 permettrait d'augmenter la résistance à la flexion des bases des prothèses réparées. L'ajout de NP de SiO_2 est lui recommandé à de faibles concentrations. L'ajout de NP de Al_2O_3 est quant à lui de 1% à 1,5% de NP de Al_2O_3 pour améliorer la résistance à la flexion de la résine réparée. Cependant l'utilisation de NP de Al_2O_3 est, comme dit précédemment, limité aux zones non esthétiques comme la partie palatine de la prothèse supérieure ou les rebords linguaux de la prothèse inférieure due à la décoloration du PMMA qu'elle entraîne [26].

Les défaillances liées aux résines de réparation modifiées avec des nanoparticules sont principalement des fractures adhésives liées à la faible adhérence à l'interface réparation /résine.

Les traitements de surface ont donc un rôle important dans la résistance de la réparation. Les agents de couplage au silane jouent également un rôle important dans l'amélioration de la solidité de la liaison de réparation. Ils permettent la formation de liaison chimique entre les nanoparticules et la matrice de résine PMMA, mais également une rétention micromécanique à la surface de réparation, les agents de couplage au silane remplissent les micropores à la surface de réparation et permettent d'imbriquer le matériau de réparation dans ces irrégularités [26].

Les résines de réparation modifiées par l'ajout de nanoparticules, seul ou avec un traitement de surface, permettent une amélioration de la résistance à la flexion, de la résistance à la traction, et une résistance d'adhésion au cisaillement. Cela pourrait par conséquent améliorer l'utilisation à long terme de la prothèse et réduire les fractures répétées (26).

Le renforcement des matériaux de réparation par des nanoparticules pourrait être prometteur mais nécessite des recherches supplémentaires en raison du nombre limité d'études sur l'effet des nanoparticules sur les propriétés mécaniques des résines de réparation. Il nécessiterait également d'étudier la biocompatibilité des résines modifiées par des nanoparticules dans la cavité buccale (26).

5.7 Modification chimique : Copolymérisation du PMMA

Les propriétés du PMMA peuvent être améliorées par des modifications chimiques. La principale méthode de modification chimique d'un polymère consiste à le transformer en copolymère (27) .

La copolymérisation du PMMA avec des monomères permet d'améliorer les propriétés en augmentant la réticulation dans le réseau de polymère. La stabilisation de la structure du PMMA permet une réduction de la sorption et de la solubilité et une augmentation des propriétés de flexion (3).

Dans le but d'améliorer les propriétés mécaniques des bases des prothèses dentaires, divers monomères ont été traités avec du PMMA comme le butadiène-styrène, le méthacrylate d'éthyle (EMA), le méthacrylate de butyle (BMA) ou le méthacrylate d'isobutyle (IBMA). À noter que si les groupes de monomères ne réagissent pas l'un avec l'autre, un matériau aux propriétés inférieures peut être formé (27).

La copolymérisation du PMMA avec le copolymère de butadiène-styrène (caoutchouc) est utilisée pour renforcer les bases des prothèses dentaires en PMMA. Cela crée un réseau semi-interpénétré PMMA-caoutchouc qui permet d'augmenter la résistance aux chocs, la résistance à la fracture, la ténacité et l'élasticité grâce à un module d'élasticité réduit. Les propriétés de ces matériaux varient grandement en fonction de la quantité de copolymère de butadiène-styrène ajouté au PMMA (1).

La copolymérisation du PMMA avec l'EMA, le BMA ou l'IMBA ont également été étudiés pour renforcer les bases des prothèses dentaires en PMMA. Ces monomères possèdent le même groupe fonctionnel (méthacrylate) que le PMMA. Les copolymères obtenus par traitement du PMMA avec l'EMA, le BMA et l'IMBA pourraient augmenter les valeurs de résistance à la flexion et le module de flexion des prothèses en augmentant la liaison transversale dans le réseau de polymère. Ces propriétés ont eu tendance à augmenter avec l'augmentation des concentrations en monomères (27).

Très peu de recherches sont disponibles sur les modifications chimiques, des recherches supplémentaires sont donc nécessaires (1).

6 Optimisation des propriétés antimicrobiennes

6.1 Complications microbiennes

6.1.1 Stomatite prothétique et adhésion de *C. Albican*

La stomatite prothétique est une réaction inflammatoire qui se produit principalement due à une infection fongique au *C. Albican* qui prolifère sous la base des prothèses amovibles complètes ou partielles (28).

Elle est plus fréquemment observée sur la muqueuse palatine des porteurs de prothèses complètes et des personnes immunodéprimées (29).

De nombreux facteurs augmentent le risque de développer une stomatite, comme des prothèses mal ajustées, un port continu de la prothèse, les traumatismes, l'immunosuppression, une mauvaise hygiène bucco-dentaire et le type de matériau de base (allergie) (28,29).

La stomatite prothétique est classée en 3 types : les pétéchies dispersées dans la muqueuse palatine (type I), l'érythème diffus (type II) et l'hyperplasie papillaire avec érythème diffus (type III) (28).

6.1.2 Propriétés des surfaces des prothèses dentaires amovibles

La base en résine des prothèses amovibles est un foyer de colonisation microbienne. Les propriétés de surface des bases des prothèses peuvent avoir une influence significative sur l'incidence des stomatites prothétiques (28).

En effet l'adhésion de *C. Albican* va être influencée par les facteurs suivants :

- La rugosité de surface : une rugosité élevée favorise l'adhésion et la prolifération de *C. Albican*, elle permet de fournir une plus grande surface et une cachette protectrice pour les micro-organismes, à l'abri du nettoyage de la prothèse. Une rugosité inférieure à 0,2µm est souhaitée pour empêcher l'adhésion des micro-organismes (30).
- La dureté de surface : une dureté adéquate est nécessaire pour résister aux rayures pouvant se produire lors de l'utilisation ou du nettoyage des prothèses (28).
- L'hydrophobie/hydrophile : l'hydrophobie de la surface favorise l'adhérence de *C. Albican* (28). Des interactions hydrophobes se forment entre *C. Albican* et la base de la prothèse, tous deux étant hydrophobes, ce qui augmente l'adhérence de *C. Albican*. Une augmentation de l'hydrophile de la surface entraverait donc l'attachement de *C. Albican*. De plus l'amélioration de l'hydrophile permet un contact avec plus de molécules liquides, ce qui contribue à la formation du joint qui maintient la prothèse étanche aux fuites d'air (30).

La surface des bases des prothèses doit donc être lisse, hydrophile et sans porosité pour résister à l'adhésion et à la prolifération de *C. Albican*, ce qui pourrait réduire l'incidence des stomatites prothétiques (28,30).

De nouvelles approches ont été suggérées, comme la modification de la surface des bases des prothèses et l'incorporation d'agents antimicrobiens dans le PMMA, pour permettre la prévention et le traitement de la stomatite prothétique (28).

6.2 Revêtements de surface

6.2.1 Méthodes et matériaux de revêtement

La surface des bases des prothèses amovibles dentaires peut être modifiée par des revêtements pour augmenter l'hydrophile de la surface et réduire l'adhésion de *C. Albican* (30).

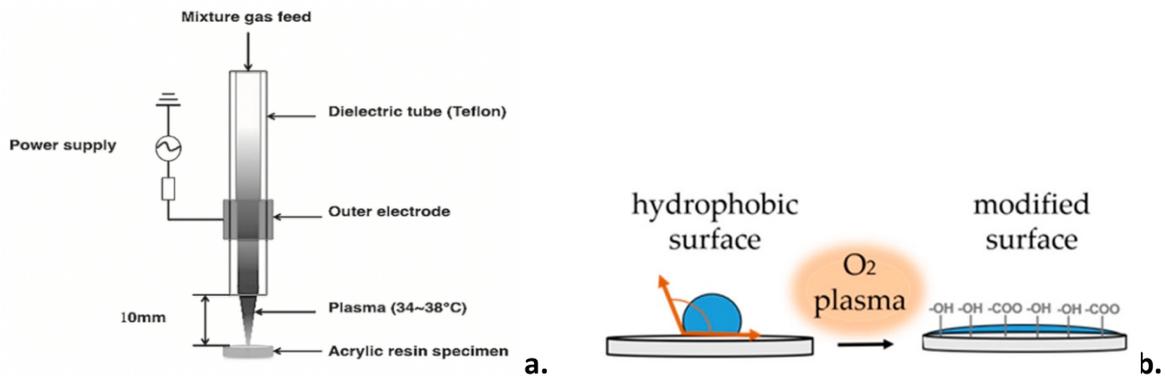
Différentes méthodes de revêtement sont utilisées : on retrouve les traitements par plasma, les revêtements photopolymérisés et les revêtements de polymère hydrophile (30).

Les traitements au plasma permettent de modifier la composition chimique de la surface sans affecter les propriétés physiques (31), le traitement est effectué à température ambiante, ce qui évite de déformer la résine par des traitements thermiques (30).

Le plasma contient des espèces réactives comme des ions, des radicaux libres et des électrons, générées par l'ionisation partielle du gaz lors d'une décharge électrique (30,31).

Le traitement au plasma permet de créer des groupes hydrophiles contenant de l'oxygène à la surface de la base, ce qui améliore la mouillabilité de surface, réduit l'angle de contact et réduit l'adhésion de *C. Albican* (31).

Le traitement par plasma du PMMA pour améliorer la mouillabilité de surface peut se faire en présence de gaz O₂, de l'air atmosphérique ou l'argon (30).



a) Figure 15 : Schémas du dispositif de traitement au plasma (31)

b) Figure 16 : Surface modifiée par le traitement au plasma d'oxygène (32)

Les revêtements photopolymérisés, comme les revêtements photopolymérisés d'acide poly-acrylique (PAA) ou d'acide poly-itaconoïque (PIA) permettent de diminuer l'angle de contact et réduire l'adhésion de *C. Albican*, cela peut être dû au changement dans les groupes hydrophiles de surface après le revêtement (30).

Les revêtements hydrophiles, comme les revêtements de méthacrylate de sulfobétaïne (SBMA) permettent d'améliorer la mouillabilité de la surface et réduire l'adhésion de *C. Albican* en diminuant l'interaction hydrophobe entre *C. Albican* et la base de la prothèse.

Les revêtements de TiO₂ permettent de créer une surface super-hydrophile, améliorant ainsi la mouillabilité de surface et permettant de réduire la fixation de *C. Albican*. Il permet également de créer des surfaces plus lisses, moins poreuses et plus résistantes aux usures (30).

6.2.2 Avantages et inconvénients du revêtement de surface

Avantages	Inconvénients
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Surface lisse ▪ Surface hydrophile ▪ Diminution de l'adhésion de <i>C. Albican</i> et de la formation de biofilm ▪ Coût relativement faible ▪ Conservation des propriétés du matériau d'origine ▪ Production d'un film fin (<5 μm) qui n'interfère pas avec l'ajustement de la prothèse ▪ Amélioration de la rétention par création d'un joint de prothèse 	<p>Étude nécessaire sur :</p> <ul style="list-style-type: none"> ▪ Durabilité ? ▪ Biocompatibilité ? ▪ Résistance au nettoyage chimique et mécanique des prothèses ?

Tableau 7 : Avantages et inconvénients du revêtement de surface (28,30)

6.3 Incorporation d'agents antimicrobiens

6.3.1 Charges et nanocharges antimicrobiennes

6.3.1.1 Nanoparticules et mécanisme d'action

Le PMMA est un matériau qui possède des propriétés antimicrobiennes assez médiocres. Diverses nanoparticules peuvent être incorporées dans le PMMA pour améliorer ses propriétés antimicrobiennes.

Les nanoparticules sont des objets de taille nanométrique qui peuvent se présenter sous différentes formes, comme des nanosphères, nanotubes, nanofeuilles et d'autres encore.

Les nanoparticules ont la particularité d'avoir un effet fongicide plus important que les médicaments antifongiques conventionnels, dû au fait qu'elles pénètrent mieux dans les tissus et cellules, même à de petites concentrations. Cela pourrait devenir une alternative aux médicaments antifongiques habituels utilisés qui peuvent montrer des effets secondaires toxiques et développer des souches de candida résistantes.

Les nanoparticules ont une action antimicrobienne. Ils ont la capacité de s'attacher et de pénétrer les parois cellulaires des microbes, libérer des ions actifs, ce qui perturbe la fonction cellulaire. Les nanoparticules peuvent générer des espèces réactives de l'oxygène (ROS), qui causent des dommages structurels au micro-organisme (33).

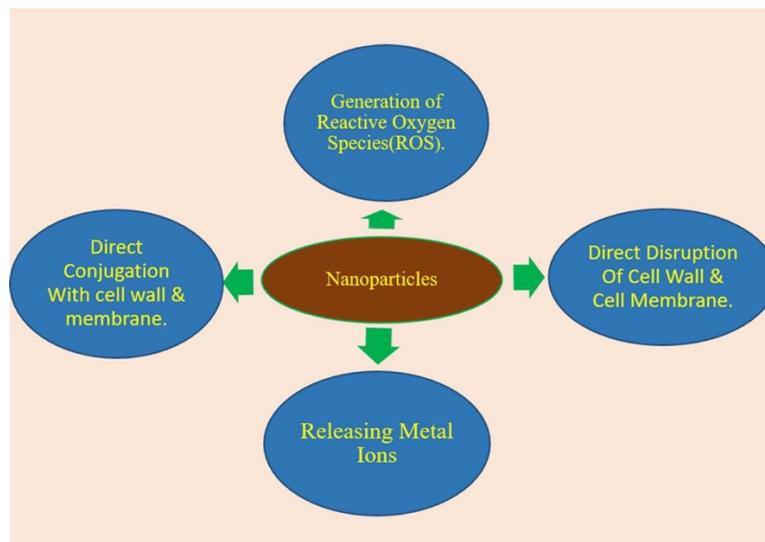


Figure 17 : Mode d'actions des nanoparticules (33)

6.3.1.2 Nanoparticule de Dioxyde de Titane (TiO₂)

L'incorporation de nanoparticules de TiO₂ dans la résine confère à la résine des propriétés antibactériennes dans les bactéries gram + et gram – et des propriétés antifongiques (28,33).

Elles possèdent un effet photocatalytique, lorsque le TiO₂ est exposé au UV il génère des espèces oxydantes qui endommagent la paroi cellulaire des micro-organismes et les tuent.

De plus les NP de TiO₂ sont également peu coûteuses et améliorent les propriétés mécaniques des bases des prothèses dentaires.

Cependant, ce n'est qu'à une concentration relativement élevée de NP de TiO₂ (5% en poids) que ses propriétés antimicrobiennes et photocatalytiques sont significatives, ce qui peut affaiblir la résine (28).

6.3.1.3 Nanoparticule d'Argent (Ag)

L'incorporation de nanoparticules d'Ag dans la résine confère à la résine des propriétés antimicrobiennes contre une large gamme de bactéries, de virus et de champignons. Les NP d'Ag ont pour avantage d'être également biocompatibles (28) et de renforcer les propriétés mécaniques et physiques du PMMA (29).

La petite taille des NP d'Ag leur permet de pénétrer facilement dans la membrane cellulaire bactérienne, entraînant une activité bactéricide rapide (interfère avec synthèse de protéines, la réplication de l'ADN, empêchant la division cellulaire et entraînant la mort cellulaire) (33). Les NP d'Ag possèdent aussi une action catalytique. Ils libèrent également des cations argent (Ag^+) interagissant et causant des dommages directs à la membrane cellulaire, provoquant la mort de la bactérie (28).

Cependant, comme dit précédemment, l'incorporation de NP d'Ag provoque une décoloration grise de la résine, ce qui compromet les propriétés esthétiques de la prothèse (28).

6.3.1.4 Nanoparticule d'oxyde de Zinc (ZnO)

L'incorporation de nanoparticules de ZnO dans la résine confère à la résine des propriétés antibactériennes et antifongiques (33). Son incorporation dans la résine des bases des prothèses permet d'inhiber la formation de biofilms à leur surface (28). Elles possèdent un effet photocatalytique responsable de leur action antimicrobienne (33).

6.3.1.5 Charge de verre fluoré ou charge de verre-ionomère pré-réagi en surface (S-PRG)

L'incorporation de charge de verre fluoré ou de charge de S-PRG dans la résine des bases des prothèses réduit l'adhésion de *C. Albican* sans altérer négativement les propriétés physiques de la résine (28).

La charge de S-PRG est un nouveau type de matériau utilisée dans les matériaux de remplissage dentaire, due à sa capacité à libérer et recharger le fluorure. La charge de S-PRG est composée d'une phase de verre-ionomère pré-réagi avec un polyacide et d'un noyau de verre (34).

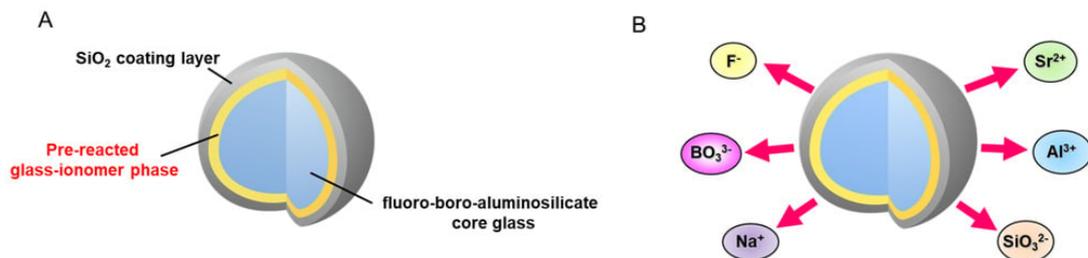


Figure 18 : Composition et ions libérés par une charge de verre-ionomère pré-réagi en surface (<https://encyclopedia.pub/entry/46092>)

Ces charges peuvent libérer 6 types d'ions (Na^+ , Sr^{2+} , SiO_3^{2-} , Al^{3+} , BO_3^{3-} et F^-) et présentent des effets fongistatiques contre *C. Albican* (28). Ainsi l'incorporation de charges de S-PRG dans la résine des bases des prothèses dentaires permet la prévention et le traitement des stomatites prothétiques (29).

De plus la résine des prothèses dentaires contenant des charges de S-PRG permet la libération de fluorures et agit comme un réservoir de fluorures (28), ce qui pourrait permettre le contrôle des caries dentaires sur les dents piliers des prothèses partielles (34).

Les charges de verre présentent également comme avantage d'entraîner des changements de couleur minimes de la résine (28).

6.3.2 Agents antimicrobiens naturels

L'ajout d'extraits naturels en tant que charges dans les bases des prothèses dentaires a également été étudié pour prévenir l'adhésion et la prolifération microbienne et fongique (28).

Les avantages de l'utilisation de produits naturels sont leur disponibilité et leur moindre probabilité d'induire une résistance microbienne (35).

Plusieurs produits naturels possèdent des propriétés antimicrobiennes et antifongiques, cependant leur ajout dans les bases des prothèses peut entraîner des effets négatifs sur les propriétés physiques et mécaniques (29). De plus certains produits naturels peuvent présenter une toxicité ou provoquer une intolérance (28).

6.3.2.1 Chitosan

Le chitosan est un polymère naturel obtenu à partir du squelette externe des crustacés, avec l'avantage d'être biocompatible.

Le chitosan présente des bonnes propriétés antibactériennes et antifongiques (29). Son action antimicrobienne est due à ses interactions électrostatiques avec les parois cellulaires des bactéries et des champignons : possédant un groupe fonctionnel amine (NH_2) avec une forte charge positive, il se lie aux parois cellulaires bactériennes et fongiques chargées négativement pour modifier sa perméabilité et entraîner la mort du microbe (36).

L'incorporation de nanoparticules de chitosan dans les bases des prothèses montre un effet antimicrobien contre *C. Albican* et peut permettre la prévention de la stomatite prothétique.

Cependant une augmentation de la rugosité de surface peut être observée en fonction de la concentration incorporée (5% et 10% en poids) (29).

6.3.2.2 Henné

Le henné (*Lawsonia inermis*) est un extrait naturel de plantes, il est peu couteux et ne possède pas d'effets secondaires sur la santé, mise à part d'éventuelle réaction allergique. On lui attribue des propriétés antibactériennes, antifongiques et antivirales.

Son incorporation dans la résine des bases des prothèses dentaires permet de contrôler la prolifération de *C. Albican* sur la surface des prothèses et peut donc permettre la prévention et le traitement de la stomatite prothétique (29).

Cependant, l'ajout de seulement 0,5% en henné permet de réduire les biofilms de *C. Albican*. L'augmentation de la concentration entraîne une plus grande adhérence de *C. Albican*, ce qui peut s'expliquer par une augmentation de la rugosité de la surface des prothèses à des concentrations supérieures. En effet une augmentation de la concentration de henné affecte négativement la résistance à la flexion, la rugosité de surface, la dureté et la translucidité des bases des prothèses dentaires (35,37).

6.3.2.3 Propolis

La propolis est une substance fabriquée par les abeilles à partir de résine des bourgeons, des exsudats et d'autres parties des plantes, mélanger à leurs propres enzymes salivaires et la cire d'abeille. La propolis présente des propriétés antibactériennes, antifongiques, antivirales et antioxydantes (38). L'ester phénylique de l'acide caféique (CAPE) est un des composants actifs de la propolis et son incorporation dans la résine des bases dentaires a été étudiée.

L'ajout de 2,5% de CAPE à la résine PMMA permet de réduire significativement le nombre de *C. Albican* par rapport à des concentrations plus élevées de CAPE. Cependant l'augmentation des concentrations de CAPE entraîne une augmentation de la rugosité de surface (39).

6.3.2.4 Poudre de Neem

La poudre de Neem est un produit naturel issu de l'arbre *Azadirachta indica*. On lui attribue des propriétés antibactériennes, antifongiques et antivirales. Il est également biocompatible et sans risque de toxicité pour les tissus.

L'ajout de poudre de Neem aux résines des bases des prothèses a été étudié et à montrer une réduction du nombre moyen de colonies de *C. Albican*. La poudre de Neem possède un effet antifongique contre l'adhésion de *C. Albican* et cette activité antifongique est proportionnelle à la concentration de poudre Neem.

Cependant d'autres études sont nécessaires pour évaluer l'impact sur les propriétés physiques et mécaniques de l'ajout de poudre de Neem aux bases des prothèses (40).

6.3.3 Médicaments antifongiques

Un système de libération de médicament par l'incorporation de médicaments antifongiques, comme la chlorhexidine ou le fluconazole, dans la résine des bases de prothèses dentaires a été étudié (29).

6.3.3.1 Chlorhexidine

La chlorhexidine est un antiseptique avec une activité bactéricide et antifongique contre *C. Albican*. On le retrouve généralement sous forme de bain de bouche ou de gel, mais son efficacité dépend alors de la coopération du patient et peut alors ne pas obtenir le résultat escompté. L'incorporation de diacétate de chlorhexidine dans la résine de base de prothèse a été proposée.

Le mécanisme de libération du médicament est médié par l'entrée de l'eau dans la matrice, qui permet l'expansion du réseau de polymère et la dissolution du médicament, qui est libéré du matériau par la diffusion, généré par le gradient de concentration (41).

Il a été montré que l'incorporation de la chlorhexidine dans les résines PMMA permet sa libération prolongée dans la matrice. La quantité libérée a montré une activité antifongique contre *C. Albican* et permet d'inhiber la croissance des biofilms de *C. Albican* sur les surfaces des prothèses (29,41).

Cependant, il a été montré que l'ajout de la chlorhexidine affectait négativement la résistance à la rupture, et entraînait une augmentation de la sorption d'eau (35). Cette augmentation de la sorption s'explique par le fait que les particules de chlorhexidine une fois dissoutes, laissent des pores micrométriques dans la matrice, augmentant ainsi la surface de contact avec l'environnement ce qui améliore l'absorption de l'eau dans le matériau (41).

6.3.3.2 Fluconazole

L'incorporation de fluconazole a également été étudiée, mais a montré un faible effet inhibiteur contrairement à la chlorhexidine (29). Cependant l'ajout de fluconazole n'affectait pas la résistance à la rupture (35).

6.3.4 Inconvénients

L'ajout de ces agents antimicrobiens dans le PMMA s'est montré efficace pour réduire la croissance de *C. Albican* sur la surface des prothèses dentaires modifiées.

Cependant, leurs incorporations dans le PMMA montrent également certains effets négatifs sur les propriétés mécaniques, physiques et optiques de la résine des prothèses dentaires.

L'ajout d'agents antimicrobiens ne doit pas compromettre l'esthétique des prothèses dentaires. L'utilisation de charge de verre entraîne très peu de changement de couleur, contrairement au NP d'Ag ou des extraits naturels comme le henné qui entraîne une décoloration très peu esthétique de la prothèse.

L'ajout d'agents antimicrobiens ne doit pas non plus compromettre les propriétés physiques et mécaniques des prothèses dentaires. En effet ils peuvent affecter certaines propriétés comme la résistance à la flexion, la résistance à la fracture, la dureté et la rugosité de surface. C'est le cas par exemple du henné, qui présente des effets néfastes sur les propriétés mécaniques du PMMA.

Ces effets négatifs sont proportionnels à la concentration de l'agent antimicrobien, leur concentration doit donc être étudiée pour ne pas compromettre les propriétés physiques, mécaniques, optiques ainsi que la biocompatibilité de la prothèse (29).

De plus, la plupart des études sur l'incorporation d'agents antimicrobiens ont été menées in vitro. D'autres aspects seraient à aborder comme la simulation des conditions orales avec un attachement de biofilm multi-espèce, la durabilité de l'action antimicrobienne des bases des prothèses dentaires et le vieillissement (28,35).

7 Indication clinique spécifique

L'amélioration des propriétés antimicrobiennes et mécaniques des bases des prothèses dentaires amovibles pourrait être indiquée pour certains patients spécifiques.

Les différentes méthodes d'amélioration des propriétés antimicrobiennes pourraient jouer un rôle de prévention et de traitement chez les patients susceptibles de développer des infections fongiques comme la stomatite prothétique. Cela pourrait donc être bénéfique pour les patients immunodéprimés, les patients gériatriques (23), les patients avec des maladies chroniques (diabète), et les patients avec une salivation réduite (xérostomie) (4).

Les bases des prothèses dentaires dotées de propriétés antimicrobiennes peuvent être aussi bénéfiques pour les patients présentant des difficultés d'hygiène de la prothèse et dont les méthodes chimiques et mécaniques de nettoyage conventionnel ne seraient pas satisfaisantes (28). Cela pourrait donc être bénéfique aux personnes âgées porteuses de prothèse et les soignants s'occupant d'eux, ainsi que pour les patients souffrant de handicap mental ou physique, en permettant un maintien d'une hygiène correcte des prothèses (28,42), (30).

L'utilisation de prothèses dentaires fluorée (S-PRG) permettant une libération de fluor peut être indiquée chez les patients utilisant des prothèses partielles amovibles avec des dents restantes et présentant un risque élevé de caries (34).

Les différentes méthodes d'amélioration des propriétés mécaniques pourraient jouer un rôle de prévention des fractures chez certains patients spécifiques.

Cela peut être bénéfique pour les patients soumis à des forces occlusales importantes et à des fractures de prothèses multiples, un renforcement hybride de la résine par des NP de PEEK et de ZrO₂ peut alors être un traitement alternatif (2). Pour les patients soumis à des fractures répétées, un renforcement des matériaux de réparation par des NP peut être également prometteur (26).

Cela peut également être bénéfique aux patients qui ont tendance à faire tomber leurs prothèses à plusieurs reprises, comme les patients séniles ou atteints de la maladie de parkinson, des matériaux des bases des prothèses dentaires avec une grande résistance aux chocs et aux fractures sont alors indiqués comme l'incorporation de caoutchouc (copolymère de butadiène-styrène) dans le PMMA (1).

8 Nouvelle alternative au PMMA

Le PMMA est le matériau le plus couramment utilisé pour la fabrication des prothèses dentaires. Cependant ces prothèses en PMMA peuvent se fracturer dû à une fatigue par flexion ou à un impact. Afin d'améliorer ses propriétés, diverses techniques ont été proposées. Certaines recherches ont proposé l'utilisation de matériaux alternatives, tels que le Polyamide et le Polyétheréthercétone (PEEK), très résistants (3,43).

8.1 Le Polyétheréthercétone (PEEK)

Le PEEK est un polymère thermoplastique aromatique semi-cristallin dont la formule chimique est (-C₆H₄-O-C₆H₄-OC₆H₄-CO-)n. Le PEEK est prometteur en tant que matériau alternatif pour les prothèses dentaire en raison de ses propriétés mécaniques supérieures, ainsi qu'une bonne résistance thermique et chimique. Il est disponible sous forme de disques à fraiser par CAO/FAO et de granulés à presser par thermo-pression sous vide.

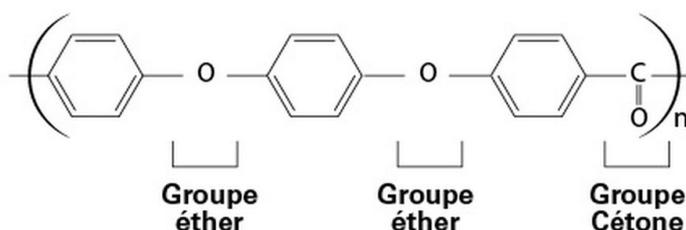


Figure 19 : Formule chimique du Polyétheréthercétone (PEEK) : association de noyaux aromatiques liés entre eux par des groupes éthers et cétones (<https://www.information-dentaire.fr/formations/le-polythertherctone-ou-peek-matriau-de-demain-en-odontologie-1/>)

Résistance à la flexion	Le PEEK présente une résistance à la flexion supérieure à celle du PMMA (183MPa vs 84MPa) (44)
Module de Young	Le PEEK présente un module de Young plus élevé que le PMMA (PEEK fraisé : 5,6 GPa/ PEEK pressé : 4,9GPa) (43). Son module de Young est proche de celui de l'os et de la dentine chez l'homme (2).
Résistance aux chocs	La résistance aux chocs du PEEK est plus élevée que celle du PMMA (PEEK fraisé : 4kJ/m ² /PEEK pressé : 5,7kJ/m ²) (43)
Résistance à la traction	Le PEEK présente une résistance à la traction supérieure par rapport au PMMA (PEEK : 118 MPa) (43)

Dureté	Le PEEK présente une dureté supérieure au PMMA (24VHN vs 19,4 VHN) (44)
Sorption	Le PEEK présente des valeurs de solubilité et d'absorption d'eau plus faibles que le PMMA (45)
Précision et stabilité dimensionnelle	Les armatures fraisées en PEEK ont présenté un ajustement supérieur à celui des armatures coulées traditionnellement (45) Le PEEK a présenté une déformation plastique inférieure dans les régions élastiques par rapport au PMMA (43)
Esthétique et stabilité des couleurs	Le PEEK est disponible dans une large gamme de teintes allant du blanc nacré au rose. Le PEEK peut présenter une stabilité de couleur supérieure au PMMA, cependant certains pigments orange et bruns présentent une affinité pour la phase polymère pouvant entraîner une décoloration et doivent donc être évités lors de l'utilisation des prothèses en PEEK (45).
Rugosité de surface	Le PEEK s'est montré légèrement plus rugueux que les échantillons de PMMA (45)
Colonisation bactérienne	Le PEEK possède une énergie libre de surface plus faible et une surface hydrophobe ; il est donc plus susceptible de faciliter la croissance de micro-organismes hydrophobes comme <i>C. Albican</i> (45)
Toxicité	Le PEEK est un matériau biocompatible (45)
Indication Clinique	Le PEEK peut être une alternative aux prothèses amovibles en CoCr, en raison d'une meilleure esthétique, d'un poids inférieur, d'une bonne adaptation et précision de ces armatures ou d'une allergie aux prothèses métalliques (45)

Tableau 8 : Caractéristiques des prothèses en PEEK comparées au PMMA

8.2 Le Polyamide (Nylon)

Le Polyamide est un polymère thermoplastique produit par une réaction de condensation entre un diamine ($\text{NH}_2\text{-(CH}_2\text{)}_6\text{-NH}_2$) et un acide dibasique ($\text{CO}_2\text{H-(CH}_2\text{)}_4\text{-COOH}$). Il présente comme principal avantage une plus grande élasticité que les résines thermoplastiques courantes.

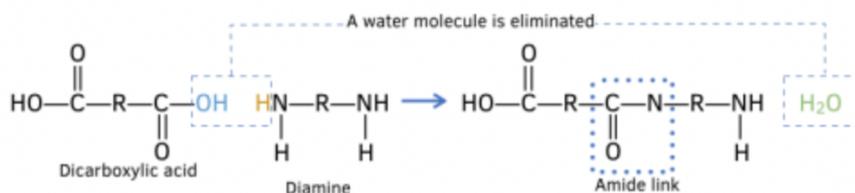


Figure 20 : Réaction de condensation entre un acide dicarboxylique et une diamine pour former un polyamide (<https://studymind.co.uk/notes/polyamide-formation/>)

Résistance à la flexion	Le Polyamide n'a pas montré une résistance à la flexion significativement différente de celle du PMMA moulé par compression
--------------------------------	---

Module de Young	Le Nylon possède un module de Young plus bas que le PMMA (Nylon : 1,7GPa)
Résistance aux chocs	La résistance aux chocs du polyamide s'est montrée bien supérieure à celle du PMMA conventionnel et du PMMA renforcé par des fibres
Résistance à la fracture	Le Polyamide fait preuve d'une grande ténacité et d'une grande résistance à la rupture par rapport au PMMA conventionnel
Résistance à la traction	L'essai de résistance à la traction a montré que le polyamide peut résister à une déformation considérable.
Dureté	Le Polyamide a montré des valeurs de dureté inférieure par rapport au PMMA.
Sorption	Le Polyamide rapporte des problèmes d'absorption d'eau, il peut montrer une sorption d'eau plus élevée due à ses caractéristiques hydrophiles.
Précision et stabilité dimensionnelle	Le Polyamide présente un degré de rétraction plus important que le PMMA conventionnel (degré de rétraction de 2,5% dans la dimension transversale de l'arcade, soit 2,8 fois plus que le PMMA conventionnel). Le changement dimensionnel du Polyamide peut avoir un effet sur l'ajustement final de la prothèse.
Esthétique et stabilité des couleur	Le Polyamide rapporte des problèmes de détérioration de la couleur, les prothèses en Polyamide présentent des changements de couleur plus important que le PMMA dans différentes boissons. Cela pourrait être lié à ses propriétés de sorption plus élevée ou sa rugosité de surface par rapport au PMMA.
Rugosité de surface	Le Polyamide rapporte des problèmes de difficulté de polissage et de rugosité de surface, les échantillons de Polyamide montrent une rugosité de surface plus rugueuse que le PMMA, que ce soit avant ou après le polissage.
Colonisation bactérienne	Le Polyamide rapporte des problèmes de contamination bactérienne, il montre une colonisation bactérienne et fongique plus importante que le PMMA. Cela pourrait être lié à une surface plus rugueuse propice à la colonisation microbienne.
Toxicité	Les prothèses en Polyamide ont montré une toxicité comparable à celle en PMMA conventionnel. Il présente une absence de toxicité chez les patients allergiques aux monomères de résine et aux métaux.
Indication Clinique	Les Polyamides peuvent être une alternative chez les patients allergiques au PMMA. Les Polyamides peuvent être utilisés pour les prothèses à crochet non métallique en raison de son esthétique et du degré de rétention de la prothèse. Il permet d'assurer la rétention grâce à son élasticité en utilisant les contre-dépouilles sur les dents restantes.

Tableau 9: Caractéristiques des prothèses en Polyamide comparées au PMMA (46)

CONCLUSION

Le PMMA présente des propriétés favorables en tant que matériau pour les bases des prothèses amovibles dentaires. Cependant il présente certains problèmes comme une faible résistance aux chocs et à la flexion pouvant entraîner des fractures des bases des prothèses, ainsi qu'une surface vulnérable à l'adhésion et la croissance de micro-organismes, tels que le *C. Albican*, pouvant entraîner des infections bucco-dentaires.

Diverses techniques et modifications ont été proposées dans le but d'améliorer les propriétés mécaniques, physiques et antimicrobiennes des bases de prothèses dentaires en PMMA.

Parmi ces améliorations, l'utilisation de nouvelles méthodes de polymérisation a été proposée (moulage par injection, autoclavage, polymérisation par micro-onde, fraisage CAO-FAO, impression 3D) pour améliorer les propriétés biologiques (diminution des monomères résiduels), physiques (stabilité dimensionnelle) et mécaniques (résistance à la flexion et aux chocs) des bases des prothèses dentaires.

Pour permettre l'amélioration des propriétés mécaniques du PMMA, diverses modifications du PMMA ont été proposées telles que l'incorporation de fibre (polyamide, polyéthylène/polypropylène, fibre de verre), l'incorporation de nanoparticules (Al_2O_3 , ZrO_2 , TiO_2 , Ag, HA), le renforcement hybride et la modification chimique via la copolymérisation (copolymère de butadiène-styrène, EMA, BMA, IMBA). Ces modifications ont entraîné l'amélioration des propriétés mécaniques (dureté, résistance à la flexion, aux chocs, à la rupture) et des propriétés physiques (conductivité thermique, sorption, solubilité).

Pour permettre l'amélioration des propriétés antimicrobiennes du PMMA, diverses modifications du PMMA ont été proposées telles que la modification de surface des prothèses, via un revêtement de surface, et l'incorporation d'agents antimicrobiens. Parmi ces agents antimicrobiens on retrouve des nanoparticules (TiO_2 , Ag, ZnO, S-PRG), des nanoparticules naturelles, (chitosan, henné, propolis, poudre de Neem), et des médicaments (chlorhexidine). Ces modifications ont permis de réduire l'adhésion et la croissance de *C. Albican* sur la surface des prothèses dentaires modifiées.

Cependant il est difficile d'améliorer des propriétés sans en compromettre d'autres. Bien que l'ajout de fibres et de nanoparticules puisse améliorer les propriétés mécaniques, cela peut compromettre l'esthétique et la biocompatibilité. De même l'ajout d'agents antimicrobiens s'est montré efficace pour réduire la croissance de *C. Albican* mais peut compromettre les propriétés mécaniques, physiques et esthétiques.

De plus, la plupart des études ont été menées *in vitro*, ces matériaux modifiés nécessitent des recherches supplémentaires, notamment sur les performances cliniques dans des conditions orales simulées.

Par ailleurs, de nouveaux matériaux prometteurs ont été proposés en alternative au PMMA, comme le PEEK et le Polyamide, qui ont pour avantages d'être très résistants.

BIBLIOGRAPHIE:

1. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers*. 8 oct 2020;12(10):2299.
2. Barapatre D, Somkuwar S, Mishra SK, Chowdhary R. The effects of reinforcement with nanoparticles of polyetheretherketone, zirconium oxide and its mixture on flexural strength of PMMA resin. *Eur Oral Res*. 5 mai 2022;56(2):61-6.
3. Khan AA, Fareed MA, Alshehri AH, Aldegeishem A, Alharthi R, Saadaldin SA, et al. Mechanical Properties of the Modified Denture Base Materials and Polymerization Methods: A Systematic Review. *Int J Mol Sci*. 20 mai 2022;23(10):5737.
4. Gligorijević N, Mihajlov-Krstev T, Kostić M, Nikolić L, Stanković N, Nikolić V, et al. Antimicrobial Properties of Silver-Modified Denture Base Resins. *Nanomaterials*. 18 juill 2022;12(14):2453.
5. Qu'est-ce que le module d'élasticité - Module d'élasticité - Définition | Propriétés matérielles [Internet]. Disponible sur: <https://material-properties.org/fr/quest-ce-que-le-module-delasticite-module-delasticite-definition/>
6. Qu'est-ce que la résilience - Définition | Propriétés matérielles [Internet]. Disponible sur: <https://material-properties.org/fr/quest-ce-que-la-resilience-definition/>
7. Qu'est-ce que la fatigue d'un matériau - Rupture par fatigue - Définition | Propriétés matérielles [Internet]. Disponible sur: <https://material-properties.org/fr/quest-ce-que-la-fatigue-du-matériau-rupture-par-fatigue-definition/>
8. Zidan S, Silikas N, Alhotan A, Haider J, Yates J. Investigating the Mechanical Properties of ZrO₂-Impregnated PMMA Nanocomposite for Denture-Based Applications. *Materials*. 25 avr 2019;12(8):1344.
9. Qu'est-ce que la dureté - Définition | Propriétés matérielles [Internet]. Disponible sur: <https://material-properties.org/fr/quest-ce-que-la-durete-definition/>
10. Kostić M, Igić M, Gligorijević N, Nikolić V, Stošić N, Nikolić L. The Use of Acrylate Polymers in Dentistry. *Polymers*. 25 oct 2022;14(21):4511.
11. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F. Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent*. oct 2015;09(04):614-9.
12. Moslehifard E, Ghaffari T, Abolghasemi H, Maleki Dizaj S. Comparison of Conventional Pressure-packed and Injection Molding Processing Methods for an Acrylic Resin Denture based on Microhardness, Surface Roughness, and Water Sorption. *Munoz-Viveros CA*, éditeur. *Int J Dent*. 17 août 2022;2022:1-6.
13. Patankar RC, More V, Jadhav R, Sabane A, Kadam P, Gachake A. Comparative evaluation of flexural strength of denture base resin materials processed using compression molding technique, injection molding technique, and computer-aided design CAM technique: An in vitro study. *Dent Res J*. 2022;
14. Fouda SM, Gad MM, Ellakany P, A. Al Ghamdi M, Khan SQ, Akhtar S, et al. Flexural Properties, Impact Strength, and Hardness of Nanodiamond-Modified PMMA Denture Base Resin. *Roy S*, éditeur. *Int J Biomater*. 9 juill 2022;2022:1-10.
15. Gad MM, Rahoma A, Al-THOBITY AM. Effect of polymerization technique and glass fiber addition on the surface roughness and hardness of PMMA denture base material. *Dent Mater J*. 27 sept 2018;37(5):746-53.
16. 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*. 5 janv 2021;14(1):221.
17. Palaskar JN, Singh S, Mittal S. Evaluation and comparison of different polymerization techniques, curing cycles, and thicknesses of two denture base materials. *Indian J Dent Res*. 7 janv 2019;30(4):583.

18. Tzanakakis EG, Pandoleon P, Sarafianou A, Kontonasaki E. Adhesion of Conventional, 3D-Printed and Milled Artificial Teeth to Resin Substrates for Complete Dentures: A Narrative Review. *Polymers*. 28 mai 2023;15(11):2488.
19. 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*. 13 oct 2022;10(10):2565.
20. Takaichi A, Fueki K, Murakami N, Ueno T, Inamochi Y, Wada J, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):53-67.
21. Fueki K, Inamochi Y, Wada J, Arai Y, Takaichi A, Murakami N, et al. A systematic review of digital removable partial dentures. Part I: Clinical evidence, digital impression, and maxillomandibular relationship record. *J Prosthodont Res*. 2022;66(1):40-52.
22. Aldegeishem A, AlDeeb M, Al-Ahdal K, Helmi M, Alsagob EI. Influence of Reinforcing Agents on the Mechanical Properties of Denture Base Resin: A Systematic Review. *Polymers*. 13 sept 2021;13(18):3083.
23. Gad M, Fouda S, Al-Harbi F, Năpănkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomedicine*. mai 2017;Volume 12:3801-12.
24. Yerliyurt K, Taşdelen TB, Eğri Ö, Eğri S. Flexural Properties of Heat-Polymerized PMMA Denture Base Resins Reinforced with Fibers with Different Characteristics. *Polymers*. 28 juill 2023;15(15):3211.
25. Alhotan A, Yates J, Zidan S, Haider J, Silikas N. Flexural Strength and Hardness of Filler-Reinforced PMMA Targeted for Denture Base Application. *Materials*. 19 mai 2021;14(10):2659.
26. Gad MM, Al-Thobity AM. The impact of nanoparticles-modified repair resin on denture repairs: a systematic review. *Jpn Dent Sci Rev*. nov 2021;57:46-53.
27. Hayran Y, Keskin Y. Flexural strength of polymethyl methacrylate copolymers as a denture base resin. *Dent Mater J*. 26 juill 2019;38(4):678-86.
28. Gad M, Fouda S. Current perspectives and the future of *Candida albicans*-associated denture stomatitis treatment. *Dent Med Probl*. 31 mars 2020;57(1):95-102.
29. Bajunaid SO. How Effective Are Antimicrobial Agents on Preventing the Adhesion of *Candida albicans* to Denture Base Acrylic Resin Materials? A Systematic Review. *Polymers*. 24 févr 2022;14(5):908.
30. Gad M, Abualsaud R, Khan S. Hydrophobicity of denture base resins: A systematic review and meta-analysis. *J Int Soc Prev Community Dent*. 2022;12(2):139.
31. Qian K, Pan H, Li Y, Wang G, Zhang J, Pan J. Time-related surface modification of denture base acrylic resin treated by atmospheric pressure cold plasma. *Dent Mater J*. 2016;35(1):97-103.
32. Esmail A, Pereira JR, Zoio P, Silvestre S, Menda UD, Sevrin C, et al. Oxygen Plasma Treated-Electrospun Polyhydroxyalkanoate Scaffolds for Hydrophilicity Improvement and Cell Adhesion. *Polymers*. 27 mars 2021;13(7):1056.
33. Ahmad N, Jafri Z, Khan ZH. Evaluation of nanomaterials to prevent oral Candidiasis in PMMA based denture wearing patients. A systematic analysis. *J Oral Biol Craniofacial Res*. avr 2020;10(2):189-93.
34. Kiatsirirote K, Sitthisetpong T, Phantumvanit P, Chan DCN. Fluoride-Releasing Effect of a Modified Resin Denture Containing S-PRG Fillers on Salivary Fluoride Retention: A Randomized Clinical Study. *Caries Res*. 2019;53(2):137-44.
35. Al-Dulaijan YA, Balhaddad AA. Prospects on Tuning Bioactive and Antimicrobial Denture Base Resin Materials: A Narrative Review. *Polymers*. 23 déc 2022;15(1):54.
36. Ismiyati T, Alhasyimi AA. Effect of Chitosan and Acrylic Acid Addition to Acrylic Resin on Porosity and *Streptococcus mutans* Growth in Denture Base. *Eur J Dent*. 8 sept 2022;s-0042-1751002.

37. Gad MM, Al-suny M, Al-shayeb A, Al-namsy R, Al-naser Z, Khan SQ. The in-vitro effects of white henna addition on the candida albicans adhesion and physical properties of denture base resin. *Eur Oral Res.* 27 mai 2021;55(2):86-93.
38. Przybyłek I, Karpiński TM. Antibacterial Properties of Propolis. *Molecules.* 29 mai 2019;24(11):2047.
39. Al-Khalifa KS, Gad MM, Alshahrani FA, Alqarawi FK, Hassanein FR, Khurshid Z, et al. Influence of Propolis Extract (Caffeic Acid Phenethyl Ester) Addition on the Candida albicans Adhesion and Surface Properties of Autopolymerized Acrylic Resin. *Kukiattrakoon B, éditeur. Int J Dent.* 4 mai 2022;2022:1-7.
40. Hamid S, Al-Dubayan A, Al-Awami H, Khan S, Gad M. In vitro assessment of the antifungal effects of neem powder added to polymethyl methacrylate denture base material. *J Clin Exp Dent.* 2019;e170-8.
41. Maluf CV, Peroni LV, Menezes LR, Coutinho W, Lourenço EJV, Telles DDM. Evaluation of the physical and antifungal effects of chlorhexidine diacetate incorporated into polymethyl methacrylate. *J Appl Oral Sci.* 2020;28:e20190039.
42. Gad MM, Abu-Rashid K, Alkhaldi A, Alshehri O, Khan SQ. Evaluation of the effectiveness of bioactive glass fillers against Candida albicans adhesion to PMMA denture base materials: An in vitro study. *Saudi Dent J.* déc 2022;34(8):730-7.
43. Muhsin SA, Hatton PV, Johnson A, Sereno N, Wood DJ. Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dent J.* juill 2019;31(3):382-91.
44. Shrivastava SP, Dable R, Raj APN, Mutneja P, Srivastava SB, Haque M. Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 1 févr 2021;22(2):179-83.
45. Liu Y, Fang M, Zhao R, Liu H, Li K, Tian M, et al. Clinical Applications of Polyetheretherketone in Removable Dental Prostheses: Accuracy, Characteristics, and Performance. *Polymers.* 31 oct 2022;14(21):4615.
46. Vojdani M, Giti R. Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. 2015;

TABLE DES ILLUSTRATIONS :

Figure 1 : Application dentaire du PMMA	11
Figure 2 : Propriétés idéales recherchées pour les matériaux PMMA utilisés pour les bases des prothèses dentaires.....	13
Figure 3 : Polymérisation du PMMA.....	14
Figure 4 : Classification des polymères des bases pour prothèses dentaires basé sur l'activation de la polymérisation et les spécifications de l'ADA.....	15
Figure 5 : Étapes de préparation de la technique de moulage par compression.....	16
Figure 6 : Étapes de préparation de la technique de moulage par Injection.....	17
Figure 7 : Adhésion microbienne sur des échantillons acryliques des bases de prothèses dentaires selon leurs méthodes de fabrication : fraisage informatisé, impression 3D, polymérisation à chaud, polymérisation à froid.....	18
Figure 8 : Système représentatif de résine activée par micro-ondes.....	19
Figure 9 : Base d'une prothèse imprimée en 3D avec des dents imprimées séparément reliées à la base de la prothèse.....	20
Figure 10 : Base de prothèse CAO/FAO fixée à son disque dans la fraiseuse.....	21
Figure 11 : Prothèse dentaire monolithique fabriquée à partir d'un seul disque coloré en rose et blanc ne nécessitant qu'une seule procédure d'usinage.....	21
Figure 12 : Éprouvettes après un test de flexion à 3 points (C : Contrôle / GF : Fibres de Verre / PF : Fibres de Polypropylène / CF : Fibres de Carbon)	25
Figure 13 : Taille des particules/ fibres : A: poudre de PMMA/ B: NP de ZrO2 /C: NP de TiO2 / D: fibres de verre.....	28
Figure 14 : a) Particules distribuées de manière aléatoire permettant la propagation des fissures/ b) Particules uniformément distribuées qui améliorent la résistance à la rupture par déviation des fissures.....	30
Figure 15 : Schémas du dispositif de traitement au plasma.....	34
Figure 16 : Surface modifiée par le traitement au plasma d'oxygène.....	34
Figure 17 : Mode d'actions des nanoparticules.....	35
Figure 18 : Composition et ions libérés par une charge de verre-ionomère pré-réagi en surface.....	36
Figure 19 : Formule chimique du Polyétheréthercétone (PEEK) : association de noyaux aromatiques liés entre eux par des groupes éthers et cétones.....	40
Figure 19 : Formule chimique du Polyétheréthercétone (PEEK) : association de noyaux aromatiques liés entre eux par des groupes éthers et cétones.....	41

TABLE DES TABLEAUX :

Tableau 1 : Valeurs des propriétés du PMMA polymérisé à chaud.....	14
Tableau 2 : Avantages et inconvénients du PMMA.....	14
Tableau 3 : Composition de la poudre et du liquide du PMMA.....	15
Tableau 4 : Comparaison des propriétés du PMMA conventionnel polymérisé à chaud et du PMMA CAO/FAO.....	22
Tableau 5 : Effets des différentes fibres utilisées pour le renforcement mécanique sur la résine des bases des prothèses dentaires.....	26
Tableau 6 : Effets des différentes charges et nanocharges utilisées pour le renforcement mécanique sur la résine des bases des prothèses dentaires.....	29
Tableau 7 : Avantages et inconvénients du revêtement de surface.....	34
Tableau 8 : Caractéristiques des prothèses en PEEK comparées au PMMA.....	41
Tableau 9: Caractéristiques des prothèses en Polyamide comparées au PMMA.....	42

NANTES UNIVERSITÉ
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

Vu le Doyen,

Pr Assem SOUEIDAN

RATTINY (Elodie). -Optimisation au laboratoire des bases prothétiques en résine (PMMA).
– 48 f. ; ill. ; tabl. ; 46 ref. ; 30cm. (Thèse : Chir.Dent. ; Nantes ; 2024)

RESUME :

Le polyméthacrylate de méthyle (PMMA) est un matériau couramment utilisé pour la fabrication des bases des prothèses amovibles dentaires. Malgré les nombreux avantages qu'il présente, il dénombre certains inconvénients : les bases de prothèses en PMMA sont sujettes à la fracture et propices à la colonisation et à la prolifération microbienne. L'optimisation des bases prothétiques en PMMA par diverses techniques et modifications a été proposée pour permettre d'améliorer les propriétés mécaniques, physiques et antimicrobiennes des bases des prothèses amovibles dentaires en PMMA. Ce travail présente les différentes approches envisagées pour améliorer les propriétés des bases prothétiques en PMMA : comprenant les différentes méthodes de polymérisation, la fabrication numérique, l'incorporation de fibres, de charges et de nanoparticules dans la résine, y compris les nanoparticules naturelles, la copolymérisation du PMMA, les revêtements de surface, ainsi que l'incorporation de médicaments dans la résine. En alternative au PMMA, de nouveaux matériaux prometteurs seront présentés en comparaison avec le PMMA comme le Polyétheréthercétone (PEEK) et le Polyamide.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : PROTHESE AMOVIBLE

MOTS CLEFS MESH

Denture bases - Bases d'appareil de prothèse dentaire
Polymethyl methacrylate - Poly(méthacrylate de méthyle)
Polymerization - Polymérisation
Computer-aided design - Conception assistée par ordinateur
Mechanical Tests - Test mécaniques
Nanoparticles - Nanoparticules
Antifungal agents - Antifongiques
Candida - Candida

JURY

Président : Professeur AMOURIQ
Directeur : Professeur AMOURIQ
Assesseur : Professeur WEISS
Assesseur : Docteur JORDANA
Assesseur : Docteur CLOUET