



HAL
open science

Résines employées dans la fabrication des bases prothétiques amovibles complètes : données actuelles et perspectives

Audrey Bigot

► **To cite this version:**

Audrey Bigot. Résines employées dans la fabrication des bases prothétiques amovibles complètes : données actuelles et perspectives. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-01707139

HAL Id: dumas-01707139

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01707139>

Submitted on 12 Feb 2018

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

UNIVERSITE PARIS DIDEROT – PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017

Thèse n° :

N° attribué par la bibliothèque :

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le 21 Mars 2017

par BIGOT Audrey

**RESINES EMPLOYEES DANS LA FABRICATION DES BASES
PROTHETIQUES AMOVIBLES COMPLETES :
DONNEES ACTUELLES ET PERSPECTIVES**

Directeur de thèse : Mme le Docteur Adeline BRAUD

JURY

Mme le Professeur M.V. BERTERETCHE

Président

M. le Professeur P. MONSENEGO

Assesseur

M. le Docteur J.F. NGUYEN

Assesseur

Mme le Docteur E.SARFATI

Assesseur

M. le Docteur H. TARRAGANO

Assesseur

Mme le Docteur A. BRAUD

Membre invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT-PARIS 7

Présidente de l'Université:	Mme le Professeur Christine CLERICI
Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie:	M. le Professeur Robert GARCIA
Directrice Générale des Services:	Madame Pascale SAINT-CYR

J U R Y

Mme le Professeur M.V. BERTERETCHE	Président
M. le Professeur P. MONSENEGO	Assesseur
M. le Docteur J.F. NGUYEN	Assesseur
Mme le Docteur E. SARFATI	Assesseur
M. le Docteur H. TARRAGANO	Assesseur
Mme le Docteur A. BRAUD	Membre Invité

**Mme le Professeur Marie-Violaine
BERTERETCHE**

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Je vous remercie de m'avoir fait l'honneur d'accepter de présider le jury de cette thèse. Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma respectueuse considération

M. le Docteur Philippe MONSENEGO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en participant au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma respectueuse considération.

M. le Docteur Jean-François NGUYEN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en participant au jury de cette thèse et pour votre implication en clinique, veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma respectueuse considération.

Mme le Docteur Elisabeth SARFATI

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en participant au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma respectueuse considération.

M. le Docteur Hervé TARRAGANO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en participant au jury de cette thèse, veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères et ma respectueuse considération.

Mme le Docteur Adeline BRAUD

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites d'avoir accepté de diriger cette thèse, veuillez recevoir l'assurance de mon plus profond respect et de mes sincères remerciements. Merci pour vos conseils, votre disponibilité et votre grande implication dans cette thèse. Soyez assurée de ma plus sincère reconnaissance.

INTRODUCTION.....	3
1. LES MATERIAUX RESINEUX CONSTITUANT LES BASES PROTHETIQUES AMOVIBLES	5
1.1 LES MATERIAUX « HISTORIQUES »	5
1.1.1 RESINES ACRYLIQUES.....	5
1.1.1.1 <i>Composition</i>	6
1.1.1.2 <i>Polymérisation</i>	8
1.1.1.3 <i>Les différentes techniques de mise en œuvre des résines acryliques</i>	10
1.1.2 LES RESINES DE POLYCARBONATE	25
1.1.2.1 <i>Composition</i>	25
1.1.2.2 <i>Réalisation au laboratoire</i>	25
1.1.2.3 <i>Propriétés</i>	25
1.1.3 LES RESINES DE NYLON.....	26
1.1.3.1 <i>Composition</i>	26
1.1.3.2 <i>Polymérisation</i>	27
1.1.3.3 <i>Propriétés</i>	27
1.2 LES RESINES ACRYLIQUES « MODIFIEES ET LES PERSPECTIVES LIEES AUX NOUVEAUX MATERIAUX	28
1.2.1 INCLUSION DE FILS METALLIQUES	28
1.2.2 ADJONCTION DE FIBRES	30
1.2.2.1 <i>Les fibres de nylon</i>	30
1.2.2.2 <i>Les fibres de carbone</i>	30
1.2.2.3 <i>Fibres d'aramide</i>	31
1.2.2.4 <i>Fibres de polyéthylène</i>	32
1.2.2.5 <i>Fibres de verre</i>	32
1.2.2.6 <i>Fibres de jute</i>	34
1.2.3 ADJONCTION DE POLYMERES	34
1.2.3.1 <i>Polymères de styrène butadiène</i>	35
1.2.3.2 <i>Polymères de fluoroalkyle (FMA)</i>	36
1.2.4 ADJONCTION DE NANOPARTICULES	37
1.2.4.1 <i>Les nanoparticules d'argent</i>	38
1.2.4.2 <i>Nanoparticules de platine</i>	38
1.2.4.3 <i>Nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO)</i>	39
1.2.5 TRAITEMENTS DE SURFACE DES RESINES ACRYLIQUES	39
1.2.5.1 <i>Le parylène</i>	40
1.2.5.2 <i>De dioxyde de titane</i>	40
1.2.5.3 <i>Le carbone de type diamant</i>	41
1.2.5.4 <i>2-méthacryloyloxyéthylphosphorylcholine (MCP)</i>	42
2. LES PROPRIETES DES MATERIAUX	43
2.1. PROPRIETES DES RESINES DISPONIBLES SUR LE MARCHÉ.....	43
2.1.1. PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES DES MATERIAUX	43
2.1.1.1 <i>La dureté</i>	43
2.1.1.2 <i>Résistance à la flexion</i>	45
2.1.1.3 <i>Stabilité dimensionnelle</i>	47
2.1.1.4 <i>Etat de surface</i>	47
2.1.1.5 <i>Propriétés optiques</i>	48
2.1.2. <i>Propriétés biologiques</i>	49
2.2. PERSPECTIVES LIEES AUX NOUVEAUX MATERIAUX.....	53
2.2.2. ADJONCTION DE FIBRES	53
2.2.2.1 <i>Propriétés physiques</i>	53

2.2.2.2. <i>Propriétés biologiques</i>	56
2.2.3. ADJONCTION DE NANOPARTICULES	56
2.2.3.1. <i>Propriétés physiques</i>	56
2.2.4. ADJONCTION DE POLYMERES	57
2.2.4.1. <i>Propriétés physiques</i>	57
2.2.4.2. <i>Propriétés optiques</i>	58
2.2.5. TRAITEMENT DE SURFACES	58
2.3. CONCLUSION	59

INTRODUCTION

La pratique odontologique ne cesse d'évoluer parallèlement au développement de nouveaux matériaux et de nouvelles technologies.

On remarque cependant que les matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses amovibles ne semblent pas avoir le même essor. De nos jours la majorité des bases de prothèses complètes fabriquées sont toujours constituées de résines acryliques (polyméthacrylate de méthyle) mis au point il y a 70 ans.

Si on tient compte des projections de L'INSEE, et si les tendances démographiques récentes se maintiennent, le nombre de personnes de plus de 60 ans augmentera de 10 millions d'habitants en France métropolitaine (Lefébure 2001).

La prothèse complète reste donc un enjeu important par l'évolution de la démographie, la prévalence de l'édentement total et le refus des thérapeutiques implanto-portées (Müller et al. 1994; Richard Van Noort 2007).

Les résines acryliques sont restées ancrées dans notre exercice en raison de leurs nombreuses qualités (facilité de mise en œuvre, propriétés physiques, mécaniques, esthétiques, coût, toxicité faible, facilité d'utilisation, ...) mais elles présentent également différentes limites.

Une fois insérée dans la cavité buccale, la prothèse est soumise à des contraintes mécaniques, biologiques et chimiques répétées.

Les prothèses en résine acryliques sont sujettes à des risques de fractures.

La fracture par fatigue se produit après des flexions répétées à plusieurs reprises par des charges si petites qu'elles ne semblent apparemment pas préjudiciables. Suite aux forces répétées, des fissures microscopiques fusionnent en une fissure plus importante, sans cesse croissante, qui affaiblit insidieusement la matière avant de la fracturer.

Les prothèses sont également sensible aux fractures par impact lors d'une chute accidentelle de la prothèse pendant le nettoyage, une toux, des étternuements ou en bouche à la suite d'un choc.

Les prothèses amovibles sont également soumises à de nombreuses contraintes biologiques et chimiques liées à leur utilisation intra-orale.

La cavité buccale est composée d'une flore bactérienne qui participe au bon fonctionnement de la bouche en luttant contre les différents agresseurs de l'environnement. En l'absence d'hygiène

appropriée, cet équilibre peut être perturbé, ce qui peut conduire à la colonisation et à l'infection de la muqueuse buccale (Al-Bakri et al. 2014). L'accumulation de plaque microbienne sur les bases des prothèses dentaires est ainsi impliquée dans l'inflammation des muqueuses et les stomatites prothétiques (Al-Bakri et al. 2014). De même, la contamination bactérienne manu-portée constitue également un problème fréquent, ce qui implique une hygiène irréprochable des prothèses est nécessaire.

En plus des problèmes bactériens, la prothèse amovible est soumise à des contraintes chimiques dans la cavité buccale. Le milieu buccal subit de très nombreuses variations de pH, au cours d'une journée et fournit alors des conditions délétères aux matériaux. De même les porosités des matériaux de restauration dentaire ainsi que les particules de tartre peuvent servir de réservoir et prolonger la durée d'exposition. Ces expositions ne restent pas anodines pour les matériaux dentaires puisque la résistance à la flexion et la dureté des résines acryliques sont influencées par nos apports alimentaires (Rajaei et al. 2014).

Au-delà des contraintes mécaniques et biologiques, les prothèses sont également soumises au vieillissement et à l'hygiène. Les prothèses peuvent ainsi devenir une source d'infection lorsque la dextérité manuelle et l'acuité visuelle sont compromises, en particulier chez les personnes âgées.

Idéalement, le matériau constituant les bases prothétiques doit donc présenter des propriétés optiques, mécaniques, chimiques adaptées à son utilisation prolongée dans la cavité buccale et sa manipulation extra-orale.

On attend en effet de celui-ci qu'il possède une tolérance biologique vis-à-vis des tissus, une résistance biomécanique suffisante et une bonne adhésion obtenue notamment par une précision et une mouillabilité importante

Le marché des matériaux constituant les bases prothétiques amovibles est donc stratégique.

Le développement de matériaux innovants, plus faciles à mettre en œuvre et répondant d'avantage aux impératifs cliniques, est une nécessité.

L'objectif de cette thèse est donc de définir les propriétés des différents matériaux disponibles sur le marché en 2016 et de faire le point sur les perspectives offertes par les matériaux en cours de développement.

1. LES MATERIAUX RESINEUX CONSTITUANT LES BASES PROTHETIQUES AMOVIBLES

1.1 Les matériaux « historiques »

Historiquement, les prothèses amovibles les plus anciennes retrouvées datent de l'époque étrusque (VIII^e – IV^e siècles avant Jésus Christ). Il s'agit de lamelles d'or qui prenaient appui sur les faces mésiales et distales des dents adjacentes sur lesquelles étaient fixées des dents animales à l'aide de rivets. Il faut cependant attendre les XV^e et XVI^e siècles pour voir apparaître les premières prothèses amovibles complètes. Elles étaient réalisées à partir de dents de défunt ou des dents d'animaux tels que le bœuf et l'hippopotame. En 1774, l'apothicaire François Duchateau propose au dentiste Dubois De Cherment de remplacer les dents par de la porcelaine afin de résoudre les problèmes de jaunissement et d'odeur nauséabonde (Lefébure 2001).

L'une des plus grandes avancées en prothèse amovible complète fut la découverte par Goodyear d'un caoutchouc vulcanisé, en 1840. Ce caoutchouc durci porte le nom d'ébonite puis celui de vulcanite à partir de 1855. Il s'agit d'un matériau composite à base de gutta percha, de caoutchouc vulcanisé, de silice et de soufre. La vulcanite restera le matériau de référence pour les bases prothétiques non métalliques des dispositifs amovibles jusqu'à l'arrivée des matériaux résineux. Les résines, plus particulièrement les résines à base acrylique (Polyméthacrylate de méthyle PMMA), furent mises au point par Kulzer en 1937 et remplacèrent la vulcanite en raison de leurs nombreuses qualités (facilité de mise en œuvre, propriétés physique, mécanique, esthétique...). D'autres matériaux résineux à base de polycarbonate ou encore de nylon ont depuis été développés.

1.1.1 Résines acryliques

Le polyméthylméthacrylate (PMMA) est devenu le matériau le plus couramment utilisé pour les bases de prothèses depuis son introduction en 1937 (Gharechahi et al. 2014).

Ces résines doivent répondre au cahier des charges défini par l'ADA et sont contrôlées par la norme ISO 20795-1 : 2013 qui établit la classification des polymères et copolymères (tableau 1).

Type 1 : Polymères thermo-polymérisables	Température de polymérisation > 65°C
Type 2: Polymères chémo-polymérisables	Polymérisation initiée par des moyens chimiques et ne nécessitant pas une température > 65°C
Type 3 : Matériaux thermoplastiques	Polymères modulables par la chaleur
Type 4 : Matériaux photo-polymérisables	Durcissement par des radiations ultra violette et/ou de la lumière visible
Type 5 : Matériaux polymérisables par micro-ondes	Système de polymérisation thermique avec micro-ondes

Tableau 1 : Classification et propriétés des matériaux de bases dentaire selon la norme ISO 20795-1 2013

L’American Dental Association (ADA) No. 12 pour les polymères de base de prothèse dentaire comprend des essais sur la stabilité de couleur, l’orsption d'eau, la solubilité dans l'eau et la déflexion transversale (tableau 2). Cette spécification normalise soigneusement la profondeur de l'échantillon, la température, les conditions atmosphériques et le taux de contrainte pour éviter toutes variations entre les échantillons testés.

	Résistance à la flexion minimum (MPa)	Module de flexion minimum (MPa)	Sorption maximum (mg/cm ²)	Solubilité maximum (mg/cm ²)
Type 1, 3, 4, 5	65	2000	0,76	0,01
Type 2	60	1500	0,72	0,041

Tableau 2 : Caractéristiques ADA n°12

1.1.1.1 Composition

En odontologie, la résine la plus utilisée est le polyméthacrylate de méthyle. Elle se présente sous la forme d’un mélange poudre/liquide.

La poudre

La poudre contient le polymère de méthacrylate de méthyle sous forme de petites sphères de quelques centièmes ou dixièmes de millimètres. Ces sphères sont obtenues à partir du

monomère chauffé et agité dans un milieu non polymérisable tel que l'eau et le savon, ou le talc et la gélatine.

On trouve également (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992) :

- Un initiateur de polymérisation qui forme des radicaux libres sous l'effet de la chaleur ou par activation chimique. Le plus utilisé est le peroxyde de benzoyle.
- Des pigments qui sont incorporés dans les sphères, soit pendant la polymérisation initiale, soit par imprégnation dans un second temps. Dans ce dernier cas, les réactions allergiques sont plus importantes.
- Des opacifiants tels que l'oxyde de zinc (ZnO) ou le bioxyde de titane (TiO₂) qui permettent de réduire la transparence du polyméthacrylate de méthyle à l'état pur.
- Un plastifiant comme le dibutyl-phtalate qui accélère la dissolution du polymère dans le monomère. La neutralisation des liaisons secondaires empêche les molécules de glisser les unes contre les autres ce qui diminue le temps de ramollissement. On peut également utiliser un copolymère du polyméthacrylate de méthyle de masse moléculaire plus faible tel que le polyacrylate d'éthyle.
- Dans certains cas, des fils de nylon rouges stimulant les capillaires gingivaux.
- Des résidus d'émulsions lors de la préparation du polymère tel que le talc et la gélatine.

Le liquide

Le liquide contient essentiellement le monomère de méthacrylate de méthyle. Il s'agit d'un liquide transparent ayant une température d'ébullition de 100,8° C (Skinner EW, Phillips RW 1971).

-Afin de faciliter la conservation et le stockage du monomère, les fabricants ajoutent un stabilisateur (0,003 à 0,1 %) qui évite l'activation de la polymérisation par la chaleur, l'oxygène ou la lumière. Il s'agit généralement d'hydroquinone ou plus rarement de pyrogallol (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992).

-Le liquide peut également contenir un agent de réticulation comme les molécules de divinyl benzène ou de glycol di méthacrylate qui possèdent deux liaisons polymérisables permettant la constitution d'un réseau macromoléculaire tridimensionnel (polymère annulaire ou cross-linked). Cette formation procure les avantages des résines de haut poids moléculaire à des résines de faible poids moléculaire; c'est-à-dire une stabilité dimensionnelle accrue, une augmentation de la température de déformation et une résistance plus grande.

-Dans le cas des résines chémo-polymérisables, il est adjoit un activateur de polymérisation, le diméthyl para-toluidine, dont l'action n'intervient qu'au contact d'un catalyseur (peroxyde) contenu dans la poudre (Nally JN 1964).

1.1.1.2 Polymérisation

La polymérisation désigne est une réaction chimique durant laquelle des molécules de bas poids moléculaire (monomères) réagissent entre elles pour former des molécules de poids moléculaire plus élevés (polymères).

Selon la nature de l'initiateur de cette réaction, on distingue :

- les résines thermo-polymérisables : la polymérisation est induite par la chaleur (par chaleur humide, chaleur sèche ou encore micro-ondes). On citera les résines *Lucitone® (Dentsply)*, *Trevalon® (Dentsply)*, *Selecta Plus® (Dentsply)* ;
- les résines auto-polymérisables ou chémo-polymérisables : la polymérisation est induite par un agent chimique à froid. Citons les résines *SOSO® (De Trey)*, *Dentaplast auto® (Dentsply)*, *Acrycast S™ (2MT Pirahdental)* ;
- les résines photo-polymérisables, dont la polymérisation est induite par des photo-initiateurs telles les résines *Triad VLC® (Dentsply)*, *Eclipse® (Dentsply)*.

Il existe également deux types de réaction de polymérisation: par condensation ou par addition. Toutes les résines actuellement utilisées en odontologie proviennent d'une polymérisation par addition (Desautels et al. 1982). Celle-ci consiste en la formation de liaisons covalentes entre les monomères par l'ouverture d'une de leurs doubles liaisons. Il s'agit d'une réaction très rapide et exothermique composée de trois phases caractérisées par des variations de température et de volume au sein de la résine.

Initiation

Egalement appelée phase d'induction, cette première étape correspond à la formation de radicaux libres par l'ouverture de doubles liaisons non saturées présentes dans les molécules de monomères (figure 1). Les radicaux libres sont issus de la dissociation de l'initiateur (peroxyde de benzoyle) sous l'influence de l'activateur (résines chémo-polymérisables) ou de la chaleur (60°C-73°C pour les résines thermo-polymérisables) (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992).

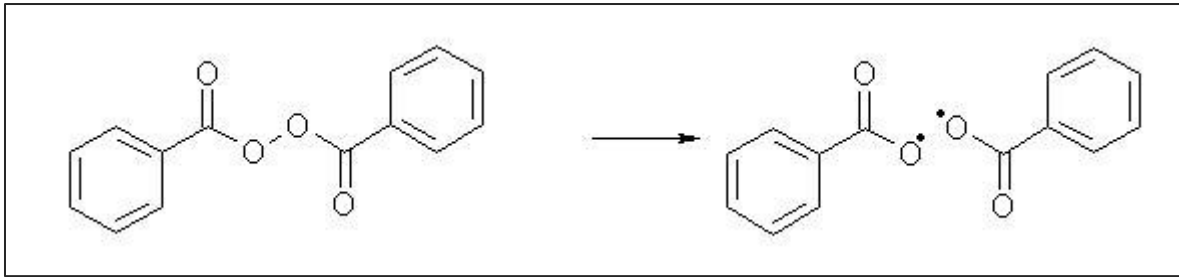


Figure 1 : activation du peroxyde de benzoïde

Une fois libérés, les radicaux libres se lient aux autres radicaux libres issus des monomères adjacents et créent ainsi une liaison (figure 2).

Lors de ce premier temps, la résine subit une dilatation à cause de l'élévation de température à 60°C. Dans la pratique, cette dilatation est limitée par les parois du moufle. Cette phase est endothermique et nécessite 16 à 29 Kcalories par mole d'énergie.

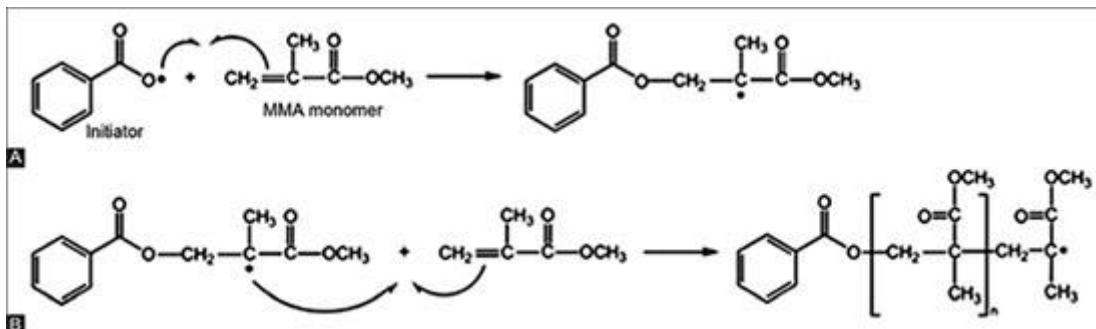


Figure 2 : Réaction du peroxyde de benzoïde avec un monomère de MMA et propagation

Propagation

Il s'agit de la phase d'allongement exponentielle des polymères. Elle est caractérisée par un pic thermique provoquée par la libération de 5 à 8 Kcalories par mole par molécule lors de la polymérisation. C'est donc une réaction exothermique, rapide et brutale dont le pic est fonction du milieu de cuisson initial. Ce dernier doit être inférieur à 100,8°C pour éviter l'ébullition du monomère.

La multiplication des liaisons covalentes lors de cette phase diminue la distance intermoléculaire et provoque une contraction théorique de 5,25 % en volume soit 1,71 % linéaire. En pratique cette contraction est limitée par la dilatation thermique qui se poursuit et par l'adhésion aux parois du moufle (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992).

Ces réactions en chaîne sont censées continuer jusqu'à l'épuisement du monomère mais en réalité la polymérisation n'est jamais complète.

Coupure

Elle intervient lorsque deux chaînes de polymères interagissent pour former une unique chaîne plus longue ou se désactivent grâce à l'échange d'un atome d'hydrogène. Cette phase est caractérisée par une nouvelle contraction due au refroidissement et au retour à la température ambiante. La contraction finale moyenne est de 0,50 % (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992)

1.1.1.3 Les différentes techniques de mise en œuvre des résines acryliques

1.1.1.3.1 Les résines thermo-polymérisables

On distinguera les résines pressées de celles qui sont injectées. L'élévation de température nécessaire à la polymérisation de la résine pourra ensuite être envisagée en milieu humide (bain-marie), avec une chaleur sèche ou encore au four à micro-ondes.

a) Technique de la résine pressée

Cette technique est utilisée aussi bien pour les résines PMMA conventionnelles polymérisées par bain thermostaté que des résines micro-ondables.

Si la technique du bain thermostaté est plutôt ancienne, la polymérisation par micro-ondes est apparue dans la première moitié des années 80. Elle propose, grâce à l'utilisation d'une résine micro-ondable (*Onda Ceryl*® ou *Acron Mc*® de G.C), la réalisation rapide de prothèse complète équivalente à la technique traditionnelle par bain-marie.. Outre le gain de temps considérable, cette technique offre également un équipement moins encombrant et un procédé de nettoyage intéressant. En dépit de tous ces avantages, les résines polymérisées par micro-ondes ne sont pas couramment utilisées en raison du coût du matériel et de l'utilisation d'une résine spécifique (Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008; Singh et al. 2013).

Réalisation au laboratoire

La polymérisation par pressée implique l'utilisation d'un moufle en bronze (figure 3) pour la cuisson au bain marie ou en polyester renforcé de fibre de verre pour le passage au four à micro-ondes, d'une presse et d'un four (Pompignoli M, Doukhan J-Y, Raux D 2011).

- Mise en place des modèles dans le moufle et ébouillantage



Figure 3: Moufle en bronze avec clavette utilisé pour une cuisson au bain-marie

Le moufle, le modèle et la maquette en cire sont isolés, puis le modèle et la maquette cire sont placés dans la base du moufle préalablement garnie de plâtre de consistance fluide. Une fois le plâtre parfaitement cristallisé, une bandelette d'élastomère est appliquée en vestibulaire et linguale ou palatin des dents prothétiques. Le plâtre de la partie est ensuite isolé par immersion et les faces occlusales sont enduites d'un plâtre crémeux. La contrepartie est alors mise en place dans un premier temps sans son couvercle et garnie du même plâtre puis fermée par ce dernier.



Figure 4 : Modèle en moufle après ébouillantage

Une fois le plâtre cristallisé, le moufle est immergé dans de l'eau bouillante pendant 10 minutes, ce qui va permettre de faciliter l'ouverture du moufle et va ramollir la cire qui sera alors éliminée. Un deuxième ébouillantage associé à du détergent est réalisé pour assurer un

nettoyage complet des dents et du plâtre. Lors de cette étape, les dents sont désolidarisées de la contrepartie, nettoyées et repositionnées (figure 4).

➤ Préparation et pressée de la résine

Un isolant est appliqué sur le plâtre de deux parties en préservant le talon des dents artificielles. Le moule est alors prêt à être rempli de résine. La préparation de la résine nécessite un matériel approprié constitué d'un récipient épais en verre et d'une spatule en verre ou en acier inoxydable propres et exempts d'humidité. Le mélange doit se faire dans un milieu ambiant non saturé en vapeur d'eau et suivre rigoureusement les indications du fabricant (ratio poudre/liquide : 3/1 en volume et 2/1 en poids). Le mélange devient homogène par diffusion du monomère dans le polymère sans aucun malaxage. Le récipient doit alors être fermé pour éviter l'évaporation du monomère dangereux pour le système rénal. Le stade pâteux est atteint lorsque le mélange ne colle pas au récipient et s'en détache en une seule masse.

La résine est préparée selon les proportions et les conditions indiquées par le fabricant. Une fois le mélange effectué, la résine est modelée en forme de cylindre et doit être bourrée à l'état plastique. Toute impureté diminue le taux de réticulation et peut agir comme un bloqueur de chaîne. La résine est déposée en excès dans la contrepartie au contact des pieds des dents prothétiques.

Le moufle est fermé et est placé sous presse (figure 5) afin de permettre l'échappement de la résine en excès. La force est amenée progressivement à 1000 daN. Plusieurs épreuves de passages sont réalisées et l'excès de résine périphérique (figure 6) est enlevé après chaque passage jusqu'à ce que les bords du moufle soient en contact intime, métal contre métal. Les brides de clavetage sont enfin activées pour maintenir cette pression durant toute la phase de polymérisation.



Figure 5 : Presse



Figure 6 : Mise sous presse des modèles

➤ Polymérisation

Dans le cas d'une polymérisation par bain thermostaté (bain-marie) :

Le moufle est placé dans un four. La réaction de polymérisation étant exothermique, la température de la résine va augmenter plus rapidement que l'eau du polymérisateur. La montée en température de l'eau doit donc être encadrée de telle sorte que la température de la résine n'atteigne pas $100,8\text{C}^\circ$ afin d'éviter l'apparition de porosités et de contraintes internes. Le cycle de polymérisation peut être long et effectué à basse température (8h à 70C°) pour obtenir un faible taux résiduel de monomère et pour éviter une réaction exothermique trop importante (Pompignoli M, Doukhan J-Y, Raux D 2011). Parallèlement, à ce cycle long, la polymérisation peut être envisagée à l'aide d'un cycle de cuisson court. D'après Doğan et al. 1995, qui comparent différents cycles de cuissons plus ou moins courts, les résines obtenues par un cycle long présentent une meilleure résistance à la traction, un plus faible taux de monomères résiduels et un pourcentage d'absorption réduit.

Un refroidissement lent est enfin souhaité pour éviter un choc thermique à l'origine de contraction ou de retrait thermique de la résine. En pratique, il suffit de laisser l'eau du bain-marie refroidir jusqu'à température ambiante.

Dans le cas d'une polymérisation par micro-ondes :

Ce mode de cuisson nécessite un four à micro-ondes, c'est à dire un dispositif dans lequel les ondes électromagnétiques sont produites par un générateur, appelé magnétron, et qui est utilisé pour générer de la chaleur. Les fours à micro-ondes utilisés à des fins générales de cuisson produisent des ondes de 2450Hz ce qui signifie que le champ électromagnétique change 2450 fois de direction par seconde. Le four à micro-ondes utilisé pour la polymérisation des prothèses est un four de 500W avec un plateau tournant du même type que ceux utilisés en cuisine. N'importe quelle matière pouvant être chauffée par micro-ondes possède des molécules polarisées. Cela signifie que l'une des extrémités de chaque molécule possède une légère charge positive tandis que l'autre possède une charge négative. Dans un champ électromagnétique, qui change de direction rapidement, les molécules polarisées sont retournées rapidement et génèrent de la chaleur par friction. Ensuite, les radicaux initiés sont capables de réagir avec le monomère pour démarrer la polymérisation sans le développement d'une température exothermique élevée. Par conséquent, les cycles de polymérisation par micro-onde impliquent l'application d'un chauffage rapide qui est indépendant de la conductivité thermique.

Certains auteurs ont suggéré que la diminution du monomère résiduel par chauffage au four à micro-ondes pourrait être due à la volatilisation du monomère (Bagis et Rueggeberg 2000). Il semblerait enfin que la température développée pendant la réaction ne soit pas constante, puisqu'elle augmente rapidement au début, passe par un maximum, puis décroît, pouvant atteindre des pics de l'ordre de 150-200 C°, en fonction des conditions de travail. Ces variations de températures pourraient conditionner les propriétés mécaniques des résines.



Figure 7: Moufle pour micro-ondes GC ACRON FRP Flask

La polymérisation s'effectue au four à micro-ondes à 500W pendant 3 minutes. En cas de dents en porcelaine, la cuisson s'effectuera en deux temps de 90 secondes en retournant le moufle (figure 7) afin de compenser la faible conductivité thermique de la porcelaine (Levin et al. 1989). Le moufle est ensuite laissé au repos pendant 30 minutes puis est refroidi dans de l'eau pendant 30 autres minutes pour permettre une polymérisation complète. Sans cette immersion dans l'eau, le moufle continuera à chauffer après la fin de la cuisson et mettra plus de deux heures pour se refroidir.

➤ Démouflage et finitions des prothèses

Le démouflage consiste à libérer les modèles du moufle et du plâtre qui les entoure. Cette étape ne doit se faire qu'une fois le refroidissement progressif terminé.

L'étape de finition va permettre aux prothèses d'avoir leur aspect définitif. Elle ne s'intéresse qu'à l'extrados prothétique. Dans tous les cas, l'intrados ainsi que les bords doivent être préservés. La finition des prothèses passe par la suppression des bavures, à l'aide d'une fraise résine sur pièce à main, aux dégagements des collets grâce à une onglette ou une petite fraise boule afin de retirer la résine qui a fusée le long des dents prothétiques. Il est possible de réaliser un polissage préliminaire pour imiter l'aspect peau d'orange de certaines gencives avec une fraise sur taillée en forme d'œuf à faible vitesse. Les finitions peuvent être résumées comme un polissage séquentiel avec un tour et des brosses de différentes tailles et se conclut par un lustrage des prothèses à l'aide de poudre d'alumine et d'une brosse spéciale ou d'une peau de chamois et d'une pâte type Formabrill®. Il faut toujours veiller que la ponce soit toujours suffisamment hydratée pour éviter toute élévation thermique susceptible d'entraîner une dépolymérisation du matériau.

Après polymérisation la résine peut soit absorber, soit adsorber de l'eau ou des liquides à l'origine de variations dimensionnelles, ce qui fait dire à plusieurs auteurs de laisser les prothèses terminées dans de l'eau distillée à 37°C pendant au moins 48 heures avant l'insertion prothétique (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992; Pompignoli M, Doukhan J-Y, Raux D 2011). Il est également recommandé de laisser la résine polymérisée dans de l'eau distillée pendant plusieurs heures afin de permettre la libération du monomère résiduel ((Neppelenbroek et al. 2005,Honorez et al. 1989).

Propriétés des résines pressées

➤ Cuites au bain marie

Dureté	18-22 VHN
Résistance à la compression	122.2 ± 12.5 MPa
Résistance à la flexion	88.9 ± 15.1 MPa
Module de Flexion	1.70±0.23 GPa
Résistance aux chocs	6.15 ± 0.603 kJ/m ²

Tableau 3 : Propriétés des résines cuites au bain marie

D'après ((Ucar et al. 2012), (Hashem et al. 2014), (Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008)et (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992)

➤ Cuites au four à micro-ondes

Les principaux avantages par rapport à un durcissement classique résident dans l'élévation de la température au sein du matériau et non pas dans le four, et ce pendant une période de temps extrêmement court. Une base de prothèse dentaire peut ainsi être entièrement polymérisée en 3 minutes au lieu des 9 heures normalement utilisées pour la polymérisation conventionnelle.

Dureté	21.567 VHN
Résistance à la flexion	73.147 MPa
Degré de conversion	0.3279

Tableau 4: Propriétés des résines micro-ondables

D'après (Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008)

b) Technique de la résine injectée

Les résines acryliques thermo polymérisables ont été modifiées par l'ajout de copolymères dans la poudre et le liquide afin d'améliorer non seulement leurs propriétés physiques et chimiques, mais aussi leurs manipulation au laboratoire. Un exemple est l'introduction de moulage par injection (figure 8) qui permet un contrôle directionnel du processus de polymérisation et limite le retrait de polymérisation grâce à un flux constant de matériau.

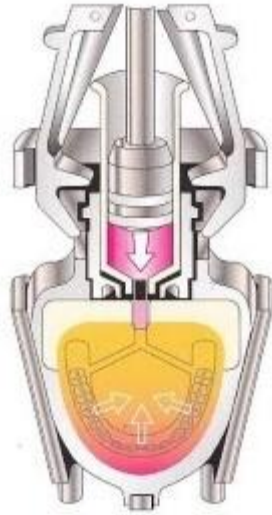


Figure 8 : Technique d'injection du système ^{SR} Ivocap® (document Ivoclar Vivadent)

En 1970, la société commerciale Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) a introduit un système de moulage par injection, le système SR-Ivocap®. Ce système repose sur un mélange pré-mesuré de méthacrylate de méthyle liquide et de poudre injectée sous pression en continu, tout au long de la procédure de traitement, pour compenser le retrait de polymérisation attendu de la résine. La prothèse est traitée dans un bain d'eau thermostaté à 100°C. La procédure dure 55 minutes permettrait d'obtenir une prothèse indéformable (Gharechahi et al. 2014). L'utilisation du système SR-Ivocap (Ivoclar ®) provoquerait moins de changement dimensionnel linéaire que le PMMA classique (Parvizi et al. 2004; Gharechahi et al. 2014).

D'autres sociétés commerciales proposent également des systèmes d'injection tels que le système Palajet® (Heraeus Kulzer) ou encore le system Success® (Dentsply).

La société Ivoclar commercialise enfin une unité d'injection automatisée, assurant une élévation de température par chaleur sèche, vendue sous le nom d'IvoBase Injector® qui permet de limiter la manipulation des produits et de contrôler les étapes de chauffe et de refroidissement.

Actuellement, il existe plusieurs résines acryliques disponibles en capsules (une dosette pour le monomère et une dosette pour le polymère) spécifiques à chaque marque telles que : *Acron GC®*, *SR Ivocap High Impact (Ivoclar®)*, *SR Ivobase High Impact®* et *SR Ivobase Hybrid®* (Ivoclar Vivadent), *Lucitone 199®* (Dentsply), *Paladon 65®* (Heraeus Kulzer), *FuturAcryl2000®* (Schutz Dental) ou encore *FuturaJet®* (Schutz Dental). Certains de ces

matériaux sont également utilisés pour la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) des prothèses amovibles complètes par technique soustractive et se présentent alors sous forme de disque de PMMA polymérisé, prêt à l'emploi, dans lequel les bases sont fraisées dans une machine-outil. Parmi ces résines nous pouvons citer *IvoBase® CAD for Zenotec* d'Ivoclar Vivadent. Cette nouvelle technique de travail permet de supprimer les effets secondaires au retrait de polymérisation des résines constituant la base prothétique, et garantit une qualité homogène et constante du matériau proposé.

Réalisation au laboratoire

Ce protocole nécessite un moufle, composé de deux parties distinctes et d'un couvercle en téflon qui une fois assemblés laissent apparaître une ouverture circulaire à l'arrière dans laquelle se positionne l'entonnoir du cylindre d'injection (Postaire 2001) et une bride de serrage qui permet au moufle de rester fermé sous une pression de 3000 daN.

Il nécessite également une plaque de positionnement qui permet la bonne position du cylindre isolant lors de la mise en moufle, un cylindre isolant, situé entre le moufle et le cylindre d'injection, possédant un emplacement pour les carpules de résine pré dosées et d'un entonnoir leur permettant d'atteindre le moufle (figure 9), un cylindre d'injection possédant un double piston mu par de l'air comprimé à 6 MPa qui permet l'injection de la résine dans le moufle.

Il implique enfin, selon le mode de polymérisation de la résine utilisée, l'utilisation soit d'un polymérisateur, permettant d'assurer une élévation de température par chaleur sèche ou humide, soit d'un four à micro-ondes.



Figure 9 : Moufle et système d'injection Ivocap® (Ivoclar Vivadent)

➤ Préparation du moufle

La partie et la contrepartie sont isolées avec de la vaseline. La plaque de repositionnement est positionnée dans la gorge de la partie inférieure du moufle. Cette dernière est alors garnie de plâtre préparé selon les recommandations du fabricant. Le modèle est ensuite placé dans le plâtre de la même manière que la technique conventionnelle. Une fois la cristallisation de plâtre terminée, la plaque de repositionnement est retirée et remplacée par le cylindre isolant. Les canaux d'injection, un pour le maxillaire et deux pour la mandibule, sont aménagés en plaçant un cylindre en cire de 8mm entre l'extrémité de l'entonnoir et la partie postérieure de la maquette.

Le plâtre est ensuite isolé, la contrepartie coulée et le couvercle fermé. Lorsque le plâtre est pris, le moufle est ébouillanté puis ouvert pour permettre le retrait de la cire avant d'être nettoyé et isolé.

➤ Polymérisation et finitions

Nous détaillerons ici le procédé SR Ivocap® (figure 10).

Le monomère pré-dosé est versé dans la carpule de polymère qui est placé dans le malaxeur mécanique pendant 5 minutes. La carpule est placée dans le cylindre isolant. On positionne alors le cylindre d'injection sur le cylindre isolant pour permettre à la résine de fuser dans le moufle grâce à une pression de 6 MPa appliquée à l'embouchure du cylindre d'injection. L'injection ne dure que 5 minutes.

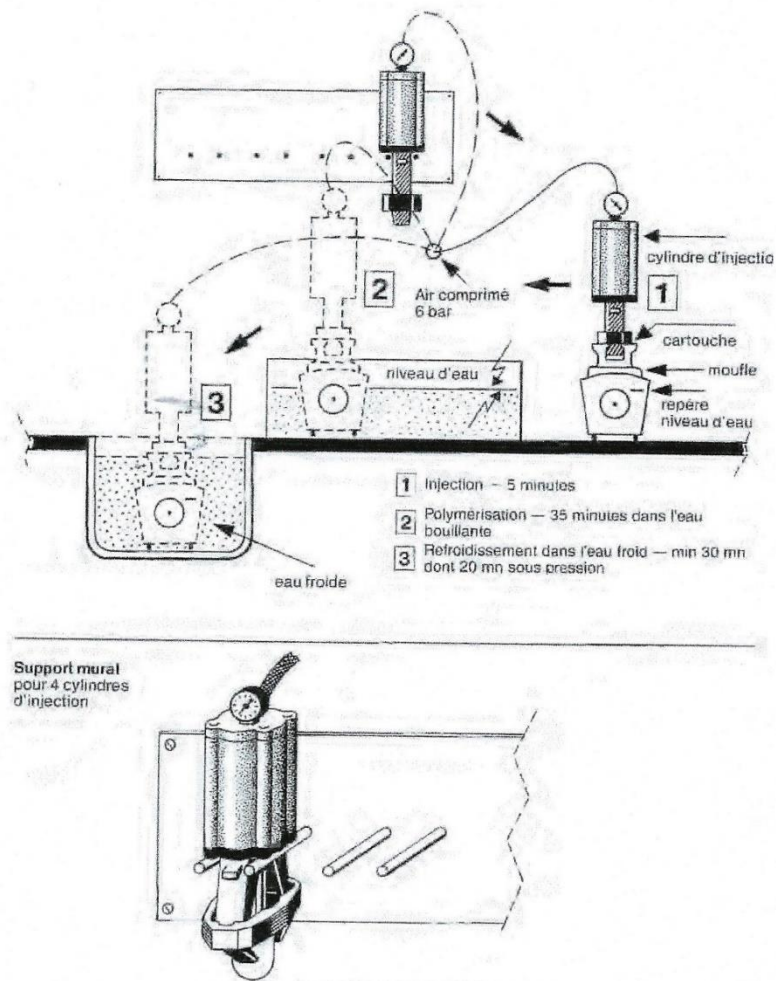


Figure 10 : Schéma de la suite technologique de l'appareil d'injection SR Ivocap[®]
(Document Ivoclar Vivadent)

L'ensemble du dispositif est placé dans le polymérisateur, contenant de l'eau à 100°C, pendant 35 minutes en veillant à ce que le niveau de l'eau soit constamment en regard du trait rouge sur la bride pour permettre une polymérisation optimale. Après la cuisson, le dispositif est placé dans de l'eau froide pendant 10 minutes sous pression puis 20 minutes sans le système d'injection.

Les finitions se font de manière classique avec la particularité de devoir retirer la tige de coulée.

Propriétés

D'après plusieurs études, les techniques injectées permettraient de diminuer les variations dimensionnelles et l'augmentation de dimension verticale inhérentes à la technique conventionnelle (Gharechahi et al. 2014, Parvizi et al. 2004). Le système d'injection permet

également un gain de temps par rapport à la technique au bain-marie (1heure vs 9heures) (Parvizi et al. 2004).

Dureté	13.48 ± 1.4 VHN
Résistance flexion	69.8 MPa
Module de flexion	0.85±0.27 GPa

Tableau 5 : Propriétés des résines injectées

D'après (Ucar et al. 2012)

1.1.1.3.2 Les résines chémo-polymérisables

La composition chimique de ces résines est identique à celle des résines thermo-durcies, à l'exception du durcissement qui est amorcé par une amine tertiaire (diméthyl-p-toluidine ou de l'acide para-toluène sulfinique) au lieu de la chaleur. La décomposition des molécules de l'initiateur n'est donc plus obtenue par apport d'énergie thermique, mais par activation chimique.

Parmi ces matériaux, citons *SOSO® (De Trey)*, *Dentaplast auto® (Dentsply)* et *Acrycast S™ (2MT Pirahdental)*, *Probase Cold® (IvoclarVivadent)*.

Réaction de polymérisation

Un activateur est ajouté au monomère, à raison de 0,75 % pour 2 % d'initiateur. Il entraîne une décomposition des molécules de peroxyde de benzoyle à température ambiante. Les deux principaux activateurs sont le diméthyl-P-toluidine et l'acide para-toluène sulfinique :
 -Avec le peroxyde de benzoyle, le diméthyl-P-toluidine constitue le couple le plus classique du système peroxyde/amine. Les radicaux libres sont créés à partir d'une réaction d'oxydo-réduction caractérisée par la fixation d'un électron de l'azote sur le peroxyde, initiant rapidement la polymérisation. L'inconvénient de cet activateur est le brunissement au fil des années qui résulte de l'oxydation de l'amine.

-L'acide para-toluène sulfinique se suffit à lui seul pour initier la polymérisation. A l'inverse du diméthyl-P-toluidine, il ne donne pas lieu à un brunissement des prothèses mais ce dernier est instable et se transforme en acide sulfonique inactif.

Réalisation au laboratoire

Bien que ce type de résine soit essentiellement utilisé dans les techniques de réparation et de rebasage, il existe certaines formes destinées à la réalisation des bases définitives de prothèses

adjointes, comme la résine Perform® (Whaledent®). Ce procédé permet une réaction plus rapide, une fabrication du moule, un démouflage plus facile, et est peu couteux. Il nécessite cependant une attention particulière en raison de leur mode d'activation nécessitant une bonne gestion du temps (Desautels et al. 1982).

➤ Préparation du moule

Les surfaces en plâtre et la maquette en cire sont isolées par application d'un gel agar-agar de duplication fondu. Le modèle est ensuite retiré, la cire et les dents sont alors complètement nettoyés. Le modèle de travail et les dents sont ensuite replacés dans la moule.

➤ Préparation de la résine et polymérisation

La résine est préparée en respectant les indications du fabricant (rapport 2/1 de poudre et de liquide) et est versée dans le moule à l'aide d'une tige de coulée jusqu'à débordement. La résine est ensuite plaquée sur le maître modèle par l'application d'une pression sur la surface externe de la prothèse combinée avec une aspiration (dépression) au niveau de l'intrados de l'appareil. Une pression de 0,20 MPa alors appliquée pendant 20 minutes, correspondant à la durée de la polymérisation.

➤ Finitions

Le démouflage est facilité avec l'application au préalable de gel ou de vernis. Les finitions se font de manière classique après éviction de la tige de coulée.

Propriétés

Les propriétés physiques sont dans l'ensemble moins performantes que celles des résines thermo-polymérisables (tableau 3).

Dureté	16-18 VHN
Résistance à la flexion	69.79 MPa
Ténacité	2.3 MPa.m ^{1/2}
Pourcentage de monomère	3-5 %

Tableau 6 : Propriétés des résines chémo-polymérisables

D'après (Desautels et al. 1982; Mumcu et al. 2011; SILVA et al. 2013)

1.1.1.3.3 Les résines photo-polymérisables

Les résines photo-polymérisables sont constituées d'une matrice de di-méthacrylate d'uréthane avec un copolymère acrylique, une petite quantité de silice colloïdale pour contrôler la rhéologie et un photo-initiateur. La charge est constituée de perles en acrylique, qui font partie d'une structure de réseau polymère interpénétrant quand il est durci.

En 1984, *Triad*® (Dentsply, Trubyte, York, PA) a été le premier système de lumière activée à base uréthane di-méthacrylate (UDMA) (Fellman 1989). Il était préconisé en raison de sa biocompatibilité, de sa facilité de fabrication et de manipulation, de sa faible adhérence bactérienne et sa capacité à se lier à une autre base (Hashem et al. 2014). L'utilisation d'UDMA a cependant été limitée par la faible résistance aux chocs et une friabilité de la matière (Hashem et al. 2014). Cette limitation a conduit, au début des années 2000, au développement d'un nouveau matériau commercialisé sous le nom *d'Eclipse*® (Dentsply, Trubyte, York, PA). Elle est principalement composée d'UDMA et d'acrylate de stéaryle. Dans ce système, la résine est utilisée pour fabriquer la base d'enregistrement, qui, après polymérisation à la lumière, devient finalement la base définitive de la prothèse. Les données disponibles sur les propriétés mécaniques *d'Eclipse*® sont limitées en comparaison des autres matériaux de base dentaire. Cependant, plusieurs études laissent penser que cette résine a des propriétés physiques et mécaniques supérieures à d'autres matériaux à base d'uréthane (Machado et al. 2007; Hashem et al. 2014).

Les résines photo-polymérisables peuvent être utilisées en CFAO dans les techniques additives par impression par jet ou par lithographie au laser 3-D (Dentca®). Elles sont pour l'instant surtout utilisées pour la fabrication de modèles dentaires, guide chirurgical pour implant ou d'alignement (Bilgin et al. 2016).

Réaction de polymérisation

La réaction de photo polymérisation se déroule en trois étapes (Nguyen Tri 2004):

➤ L'initiation

La polymérisation se fait par exposition à une lampe de lumière de longueur d'ondes comprises entre 400 et 500nm du spectre de la lumière visible. Sous l'effet de la lumière, la réaction de polymérisation va être initiée par la molécule de camphoquinone-amine qui va absorber l'énergie lumineuse pour créer des radicaux libres en rompant des liaisons homolytiques. Les

radicaux ainsi formés peuvent ensuite réagir avec le monomère et amorcer ainsi la polymérisation.

➤ Propagation

Les radicaux formés réagissent à leur tour sur le monomère pour créer des polymères.

➤ Terminaison

La réaction de polymérisation prend fin lorsque plus aucun radical libre n'est disponible

Réalisation au laboratoire

Pour éviter toute exposition à la lumière, le modèle est placé dans une enceinte close après avoir été au préalable isolé. Une plaque de résine diuréthane est alors appliquée sur ce dernier puis polymérisée à l'aide de lumière d'onde de 400 à 500 nm. Cette exposition permet une polymérisation sur 5 à 6mm de profondeur, la polymérisation de la base prothétique doit donc se faire couche par couche. Les dents sont ensuite mises en place par adjonction d'une résine polymérisée. Ce procédé ne nécessite pas de mise en moufle.

Propriétés

Ce procédé élimine l'utilisation de la cire, de flacons, de réservoirs bouillants, de presse et de traitement thermique.

Dureté	30.59 ± 1.778 VHN
Résistance à la compression	157.7 ± 12.4 MPa
Résistance à la flexion	122.6 ± 13.7 MPa
Résistance à la traction	89.9 ± 10.1 MPa
Résistance aux chocs	2.2 ± 0.539 KJ/M ²

Tableau 7: Propriétés des résines photo-polymérisables

D'après (Hashem et al. 2014; Murthy et Murthy 2015)

Les résines photo-polymérisables étaient initialement utilisées pour des réparations cliniques ou des rajouts de résines pour des bases prothétiques sous-étendues. Cette résine est préconisée en raison de sa biocompatibilité, sa facilité de fabrication, la stabilité des couleurs, les propriétés physiques améliorées et sa faible adhérence bactérienne due à sa faible porosité (Murthy et Murthy 2015). La résistance à la flexion (tableau 7) élevée des résines photo polymérisables serait notamment liée au degré de polymérisation élevé et la nature cristalline

qui ne laissent que peu de vide au sein de la structure (Hashem et al. 2014). Leur utilisation clinique conventionnelle est très limitée.

1.1.2 Les résines de polycarbonate

1.1.2.1 Composition

Les polycarbonates sont des polymères qui dérivent de l'acide carbonique. Il est le résultat d'une réaction de polymérisation par condensation entre un chlorure de carbonyle (COCl_2) avec un bisphénol A. Les polycarbonates sont surtout utilisés pour la fabrication de brackets en orthopédie dentofacial, mais restent proposées par certains laboratoires dans la fabrication des bases de prothèse adjointe. Dans ce dernier cas, des fibres de verres sont ajoutées (jusqu'à 10%) pour renforcer la base prothétique (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992).

1.1.2.2 Réalisation au laboratoire

Les bases en polycarbonate sont des polymères thermoplastiques moulées par injection. La polymérisation se fait sous une pression de 0,4MPa à 335C° et nécessite un polissage au méthylène dichloryl (Hashem et al. 2014). Parmi les résines utilisées, on peut citer : *Bio Carbo Resin*® (High dental Co. Ltd).

1.1.2.3 Propriétés

Résistance à la flexion	105 ± 14.6 MPa
Résistance à la compression	143.3 ± 12.9 MPa
Résistance à la traction	75.7 ± 10.5 MPa

Tableau 8 : Propriétés des résines polycarbonate

D'après (Hashem et al. 2014)

Les polycarbonates présentent une plus faible sorption d'eau par rapport autres résines obtenues par injection (polyamide, PMMA) et aux résines acryliques thermo polymérisées au bain marie. D'après différentes études (Takahashi et al. 2012; Kawara et al. 2014), les valeurs de sorption d'eau des résines de base de prothèse thermoplastique moulées par injection peuvent être classé ainsi: polyamide (Lucitone FRS)> PMMA (Acron)> polyamide (Valplast)> polycarbonate (Régnant).

La sorption de l'eau exerce des effets significatifs sur les propriétés mécaniques et dimensionnelles des polymères. Les molécules d'eau peuvent interférer avec l'enchevêtrement des chaînes polymères et ainsi modifier leurs caractéristiques physiques (Hamanaka et al. 2016).

Ainsi la sorption d'eau et la température augmentent significativement le module d'élasticité, diminuent le poids moléculaire et la résistance au choc du polycarbonate rendant la résine plus fragile lors d'une utilisation prolongée (Hamanaka et al. 2014).

1.1.3 Les résines de nylon

Le nylon est une matière plastique de type polyamide inventé par Wallace Carothers en 1935. Son utilisation en prothèse dentaire a débuté dès les années 60 pour les patients allergiques aux résines acryliques.

1.1.3.1 Composition

Le nylon est un nom générique pour certains types de polymères cristallins thermoplastiques appartenant à la classe connue sous le nom de polyamides. Ce polyamide est produit par une réaction de condensation entre une diamine $\text{NH}_2\text{-(CH}_2\text{)}_6\text{-NH}_2$ et d'un acide dibasique, $\text{CO}_2\text{H-(CH}_2\text{)}_4\text{-COOH}$.

Une réaction de polymérisation par polycondensation peut être définie comme une condensation répétée de deux molécules avec élimination d'un résidu simple (par exemple de l'eau, un alcool ou de l'ammoniac). Pour qu'il y ait formation d'un polymère par polymérisation par étapes, il faut nécessairement que chaque molécule initiale possède au moins deux fonctions réactives. La réaction de polymérisation est amorcée par le contact entre un groupement amine de la diamine et un groupement carboxyle du diacide (figure 11) qui se lie en éjectant une molécule d'eau. A chaque extrémité de cette nouvelle molécule, le groupement carboxyle et amine non utilisés vont pouvoir à leur tour se lier à d'autres molécules en échange d'une molécule d'eau. Ces réactions répétées sont à l'origine de la création d'une chaîne de polymère de nylon. La réaction prend fin lorsque plus aucun amine ou acide n'est disponible pour continuer la chaîne.

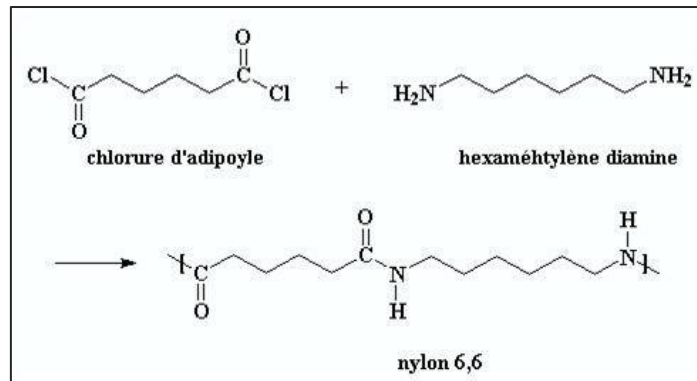


Figure 11 : Réaction de polymérisation du Nylon

A partir de ce matériau, de nombreux produits ont été développés et sont proposés dans notre pratique odontologique : *Valplast®* (*Valplast*), *Flexite®* (*Flexite company*), *Bioplast®* (*Scheu Dental*) et *Sunflex®* (*Sun*).

1.1.3.2 Polymérisation

La méthode de fabrication est quasiment la même que celle employée pour la fabrication d'une base en résine thermo-polymérisable injectée. Ce sont donc des matériaux thermoplastiques injectés (à 150°C de température et 8 bars de pression) ayant pour base un nylon spécialement conçu pour le domaine médical.

1.1.3.3 Propriétés

Le polymère de nylon a été proposé en tant que matériau de base de prothèse dentaire en raison de son grand nombre d'avantages: résultat esthétique favorable, une sécurité toxicologique pour les patients allergiques aux métaux et aux monomères résineux classiques, une élasticité supérieure à celle des résines thermo-polymérisation classiques, sa bonne résistance mécanique, et de l'utilisation de la chaleur au lieu de moulage par polymérisation chimique pour limiter les problèmes de déformation et la présence de monomères non polymérisés résiduels (Stafford et al. 1986).

Plusieurs études ont cependant signalé que ce matériau possède plusieurs problèmes tels qu'une rugosité de surface entraînant une contamination bactérienne, un gauchissement, une détérioration de la couleur, et une difficulté de polissage (Stafford et al. 1986) (Kawara et al. 2014) (Vojdani et Giti 2015).

Dureté	7.45 ± 1.0 VHN
Résistance à la flexion	78.3 MPa
Module de flexion	0.7±0.3 GPa

Tableau 9 : Propriétés des résines Nylon

D'après (Yunus et al. 2005; Ucar et al. 2012)

Actuellement, les bases en polymères de nylon sont surtout commercialisées pour la réalisation de prothèses partielles et les restaurations unilatérales encastrées de faibles étendues pour lesquelles les indications restent discutables. Des recherches supplémentaires sont également nécessaires pour identifier l'effet du vieillissement à court et à long terme sur le comportement chimique, la libération de particule, la rugosité de surface et la cytotoxicité des résines de nylon. Ces résines peuvent être utilisées comme matériau de base de prothèse dentaire avec des limites de sécurité biologique similaires au PMMA (Uzun et al. 2013).

Compte tenu du manque d'information concernant leurs performances cliniques et les conséquences de ce type de matériaux sur les tissus de soutien, ils restent peu recommandés en pratique clinique.

1.2 Les résines acryliques « modifiées et les perspectives liées aux nouveaux matériaux

Les résines acryliques constituant les bases prothétiques amovibles peuvent être modifiées par l'inclusion d'éléments macroscopiques (fils métalliques notamment) dans la base en résine acrylique, en modifiant la structure même du matériau par l'adjonction de fibres, de polymères ou de nanoparticules, ou enfin par traitement de la surface.

1.2.1 Inclusion de fils métalliques

Historiquement, une des techniques de renforcement la plus courante est l'utilisation de fils métalliques (cobalt-chrome ou alliage d'argent/cuivre/aluminium) (Rama Krishna Alla 2013) incorporés dans la base prothétique. Ces ajouts métalliques peuvent être envisagés sous forme de fils, plaques ou filets incorporés dans les zones de la prothèse soumises aux plus fortes

contraintes de traction. Cette méthode ne modifie donc pas la structure de la résine à proprement parler.

L'épaisseur et la position du renfort dans la résine modifient ainsi les propriétés mécaniques de la base prothétique. D'après Vallittu (1995), le diamètre optimal pour augmenter la résistance à la force transversale est un fil circulaire de 1,3 mm de diamètre. Ces fils permettraient une augmentation de 85 % de la résistance de la base. Les fils en aciers semi-circulaires permettraient quant à eux une augmentation moyenne de la résistance à la flexion de 22 à 110 %. Par comparaison, une plaque métallique tressée, constituée de trois fils métalliques individuels tressés ensemble et aplatis, affecte la résistance transversale de la base de -7 % à +28 %. La valeur la plus élevée a été obtenue en intégrant la plaque métallique à travers la ligne de fracture (Vallittu 1995).

Cependant, de nombreuses tentatives pour renforcer la base en résine acrylique de cette manière ont échoué car la concentration des contraintes se produit autour des matériaux incorporés. Diverses approches ont donc été utilisées pour améliorer la liaison métal/acrylique tels que la création de rétentions mécaniques ou l'utilisation d'adhésifs/traitements de surfaces. La rétention mécanique du PMMA à la surface d'un métal est provoquée par la pénétration et le verrouillage de la résine dans les macro-irrégularités ou micro-irrégularités du métal. Ces irrégularités peuvent être obtenues par des procédés tels que le broyage, le sablage et la gravure électrolytique ou chimique. La réalisation de boucles à l'extrémité du fil peut être utilisée comme une rétention macroscopique.

La rétention mécanique peut également être majorée lorsque les fils sont au préalable sablés. La granulométrie du sable (50 ou 250 μm) ne semble pas affecter la force. La liaison entre les renforts métalliques et la matrice peut enfin être chimiquement améliorée par des traitements de surfaces tels que méta Dent®2 ou 4Meta (Jagger et al. 1999).

L'autre problème de ses résines renforcées est la difficulté de réparation en cas de fracture en raison des fils sortants.

Malgré l'amélioration de la résistance à la flexion, l'incorporation de fils métalliques génère quelques inconvénients tels que des contraintes au niveau des fils, une liaison métal/acrylique insuffisante, des difficultés de réparation et une baisse de l'esthétique.

1.2.2 Adjonction de fibres

Plusieurs types de fibres tels que les fibres de carbone, fibres de verre et les fibres de polyéthylène sont ajoutées aux mélanges résineux. Cependant, la capacité des fibres à renforcer la base de la prothèse est dépendante des propriétés individuelles des fibres et de la résine, de leur imprégnation, de leur adhérence, de leur volume dans la matrice, de leur orientation et de leur emplacement dans la prothèse.

1.2.2.1 Les fibres de nylon

Une solution pour améliorer les propriétés mécaniques des résines acryliques consisterait à ajouter des fibres en nylon de petit diamètre (10-15 μ m) au mélange de polymère PMMA. Le principal avantage du nylon réside dans sa résistance aux chocs et aux stress répétés. Cependant, l'absorption hydrique affecte ses propriétés mécaniques. Les bases en résine acrylique renforcée par adjonction de fibres de nylon présentent une résistance à la rupture supérieure à celles en PMMA (Tandon, Gupta, et Agarwal 2010). Parmi les fibres utilisées on peut citer celles fabriquées par MRF Ltd, Chennai, India.

Il n'existe pas dans le commerce des fibres de nylon pré-imprégnées pour améliorer l'adhérence avec le PMMA. Pour assurer le bon collage de fibres de nylon avec une résine acrylique, il est conseillé de les humidifier avec le monomère méthacrylate de méthyle pendant 10 minutes (Ladha et Shah 2011).

Des fibres de nylon peuvent être également utilisées pour mimer des capillaires sanguins. Celles-ci ne possèdent pas d'objectifs mécaniques et ont un diamètre plus petit (8 - 10 μ m) (Katsikas et al. 1994; John et al. 2001).

Les fibres de Nylon permettent donc d'améliorer les propriétés mécaniques mais leur liaison fibres/acrylique est à améliorer.

1.2.2.2 Les fibres de carbone

L'utilisation de fibres de carbone censée améliorer la résistance des bases de prothèse dentaire a été rapportée par (Larson et al. 1991). Les fibres de carbone sont produites par différentes entreprises tel que Coar Toulds (Coventry, U.K) (Vallittu et al. 1994). La majeure partie des fibres de carbone est créé par chauffage de poly-acrylonitrile à 200 °C - 250 °C suivi d'un chauffage dans une atmosphère inerte à 1200°C afin d'éliminer l'hydrogène, l'azote et

l'oxygène, et de ne laisser que des chaînes d'atomes de carbone et des fibres de carbone (Rama Krishna Alla 2013). Ces fibres existent sous différentes formes telles que la forme en brin, la forme de tapis tissés, en couches, aléatoires, longitudinales et perpendiculaires à la force appliquée.

L'adjonction des fibres de carbone permet une amélioration significative de la résistance aux chocs et du module d'élasticité de la base en résine acrylique renforcée avec des fibres de carbone tissées (Uzun et al. 1999). La forme de fibre en brin posséderait une résistance à la force transversale supérieure à celle de la fibre en forme de natte. Les fibres orientées longitudinalement augmenteraient également d'avantage la résistance à la flexion que les fibres arrangées de manière aléatoire. Les fibres placées perpendiculairement à la direction de la contrainte constitueraient enfin la combinaison la plus favorable à la résistance à la flexion et à la fatigue.

S'il n'existe pas beaucoup d'études sur les caractéristiques biologiques des matériaux résineux renforcés par des fibres de carbone, la cytotoxicité des fibres de carbone est considérée comme un problème avec un risque d'irritation de la peau. **Leur utilisation est relativement ainsi restreinte en raison de leur toxicité potentielle, mais également de leur manipulation, de la difficulté de polissage et de leur couleur** (Rama Krishna Alla 2013). Il est par exemple nécessaire d'utiliser un agent de couplage de silane pour fournir une bonne adhérence entre les fibres et la résine PMMA.

1.2.2.3 Fibres d'aramide

Le nom commercial de la fibre aramide est kevlar®. Ces fibres sont produites par différentes entreprises tel que DuPont (Wilmington, Delaware) (John et al. 2001).

Les fibres de kevlar sont populaires car elles présentent des propriétés mécaniques intéressantes du point de vue mécanique. Les bases en résine acrylique renforcée par une teneur en fibres allant jusqu'à 2 % et avec une orientation unidirectionnelle montrent une plus grande résistance aux chocs et à la fatigue (Rama Krishna Alla 2013). En outre, **les résines acryliques renforcées par adjonction de fibres d'aramide sont biocompatibles** et ne présentent aucun signe de toxicité (Uzun et al. 1999).

Cependant, ces fibres ne sont pas largement utilisées en raison de leur teinte jaune et de la surface rugueuse de la résine, difficile à polir, et de la mauvaise adhérence entre les fibres et la résine acrylique (Rama Krishna Alla 2013).

1.2.2.4 Fibres de polyéthylène

L'ajout de fibres en polyéthylène à ultra-haut poids moléculaire aux mélanges de polymère PMMA semble particulièrement intéressant pour renforcer les bases prothétiques en résine acrylique puisque ces fibres présentent une ductilité élevée, une couleur neutre, une faible densité et une excellente biocompatibilité. Elles se présentent sous mono filament ou peuvent être tissées.

Ces fibres sont commercialisées par différentes entreprises pour une adjonction directe comme Lotus Polytwist (Inde), Stealth SI Concrete System (USA) (Mowade et al. 2012). L'adhérence entre les fibres et la résine PMMA peut être favorisée par un traitement au plasma électrique, ce qui décape la surface des fibres dans laquelle la résine vient s'imprégner et créer un lien mécanique (Rama Krishna Alla 2013) .

La concentration, l'orientation et la longueur des fibres influencent fortement les propriétés mécaniques du polyéthylène des résines renforcées de PMMA. En effet, une concentration en fibre inférieure à 3 % et traitées avec plasma électrique améliore significativement la résistance. En outre, il a également été observé que des concentrations aussi faibles que 1 % peuvent améliorer sensiblement la résistance aux chocs. **Les bases renforcées par l'inclusion de fibre de polyéthylène présenteraient ainsi une résistance aux chocs et un module d'élasticité significativement supérieur aux résines PMMA polymérisées conventionnellement** (Uzun et al. (1999). Cependant, une concentration supérieure à 3 % de ces fibres rend le mélange de polymère de PMMA intravaillable (Uzun et al. 1999). **Finalement, le processus de gravure, la préparation et le positionnement des fibres rendent son utilisation peu pratique pour le laboratoire.**

1.2.2.5 Fibres de verre

Les inconvénients inhérents des fibres de carbone et d'aramide tels que la difficulté dans le polissage, l'aspect inesthétique et les traitements de surface complexes de fibres de

polyéthylène ont poussé les chercheurs à développer de nouvelles fibres telles que les fibres de verre. Il en existe différentes formes: courte tige, bâton lâche ou encore continue semblable à une feuille tissée. Ces fibres sont vendues par différentes entreprises telles que la société Saint Gobin Vetrotex International (Chambéry, France) ou Ahlstrom Corp (Karhula, Finlande) (John et al. 2001; Mowade et al. 2012).

Ces fibres sont caractérisées par un excellent aspect esthétique et des propriétés mécaniques améliorées (Goguta et al. 2006). Si elles ne sont pas très résistantes aux forces d'impact, leur résistance peut néanmoins être améliorée en utilisant de nombreuses fibres de verre unidirectionnelles ou en utilisant une fibre de verre tissée. Les tiges de renfort courtes en fibres de verre fournissent un renforcement intéressant et sont les plus faciles à utiliser lors de la technique par pressée (Vojdani et Khaledi 2006). Les fibres continues fournissent également une résistance élevée mais sont plus difficiles à mettre en place et il est difficile de les orienter au cours du processus de fabrication (Rama Krishna Alla 2013). En effet, une distribution non homogène des fibres peut être entraînée lors de la pressée, ce qui provoque un étalement latéral inégal des fibres dans la matrice de polymère.

Les propriétés mécaniques de ces résines renforcées dépendent de la force d'adhésion entre les fibres de verres et la matrice ; un agent de couplage au silane est donc appliqué sur les fibres avant leur positionnement. Une préparation au silane permet ainsi d'obtenir une résistance transversale et une résistance à la rupture supérieure aux résines avec des fibres de verre non traitées (Vojdani et Khaledi 2006).

La résistance conférée par les fibres de verres dépend également de leur position et de leur concentration. La résistance aux chocs augmente significativement lorsque les fibres sont placées parallèlement à l'axe longitudinal de l'échantillon et perpendiculairement à la direction de la force d'impact. (Goguta et al. (2006). De même, la quantité de fibres de renforcement influence la résistance à la flexion et à l'impact.

Enfin, la teneur en fibre la plus favorable serait égale à 5 % (Unalan et al. 2010) et l'incorporation de verre est limitée à 20 % en raison des effets délétères sur les propriétés de la pâte au-dessus de ce pourcentage (Jagger et al. 1999). **Des recherches sont nécessaires pour déterminer si les fibres de verre sont cancérigènes, attirent plus de plaque ou augmentent les troubles gingivaux ; cependant, les résines acryliques renforcées sont plus cytotoxiques que les résines acryliques classiques** (Ozen et al. 2006).

1.2.2.6 Fibres de jute

Il existe peu de données concernant ce matériau mais certains auteurs proposent de renforcer les bases prothétiques par adjonction de fibres de jute hachées pour améliorer la flexion (Rama Krishna Alla 2013). Aucune amélioration significative dans les propriétés de flexion n'ayant cependant été observée, les auteurs ont suggéré d'autres études sur le traitement de surface et l'aspect de la fibre de jute à utiliser.

Les caractéristiques de ces fibres peuvent être résumées par le tableau suivant :

	Fibre de nylon	Fibre de Carbone	Fibre d'aramide	Fibre de polyéthylène	Fibre de verre	
Avantages	- Amélioration de la résistance aux chocs et aux stress répétés	- Augmentation de la résistance aux chocs et du module d'élasticité	- Amélioration des propriétés mécaniques	- Augmentation de la résistance aux chocs et du module d'élasticité	- Amélioration des propriétés mécaniques	
	- Résistance à la rupture supérieure		- Biocompatibilité	- Couleur neutre - Faible densité - Biocompatible	- Esthétique	
Inconvénients	- Mauvaise adhérence fibre/ résine	- Toxicité potentielle	- Teinte jaune	- Processus de gravure, préparation, positionnement des fibres difficile	- Nécessite une meilleure liaison Fibre/résine	
		- Manipulation et polissage	- Surface rugueuse		- Plaque	
		- Couleur	- Difficulté à polir		- Mauvaise adhérence fibre/résine	- Cytotoxicité augmentée
			- Difficulté à polir			

Tableau 10 : Avantages et inconvénients des différentes fibres

1.2.3 Adjonction de polymères

Une autre approche possible pour faire évoluer les propriétés des matériaux constituant les bases de prothèse amovible consiste à incorporer des polymères de styrène butadiène ou de méthacrylate de Fluoroalkyle. Pratiquement tous les matériaux résineux constituant les bases de prothèse amovible utilisent un procédé impliquant un mélange polymère/monomère. Pour qu'une résine soit renforcée par des polymères, il est nécessaire que ces polymères réagissent avec l'initiateur présent dans la poudre. Les polymères incorporés sont donc généralement conditionnés avec le monomère. Lors du mélange, les monomères ainsi que les

polymères incorporés vont activer l'initiateur à l'origine de la réaction de polymérisation (Cunha et al. 2009).

1.2.3.1 Polymères de styrène butadiène

Il existe deux types de caoutchoucs : les synthétiques (ou artificiels) et les naturels. Les caoutchoucs synthétiques sont invariablement des polymères. Le chef de file de ces caoutchoucs est le styrène-butadiène, un copolymère du butadiène et du styrène qui appartient à la famille des polymères styréniques.

Techniquement, le styrène-butadiène peut être « greffé » au méthacrylate de méthyle, qui est lui-même, dispersé dans la matrice de polyméthacrylate de méthyle. L'addition de caoutchoucs produit une résine qui est constituée d'une matrice de PMMA dans laquelle est dispersé un réseau d'interpénétration du caoutchouc et du PMMA. Le styrène-butadiène peut être incorporé jusqu'à 30 % en poids de méthacrylate de méthyle, sans effets nuisibles sur les caractéristiques de manipulation, tels qu'une augmentation notable de la viscosité. Le styrène butadiène a également des groupes réactifs (acrylate) aux extrémités pour faciliter le greffage sur le PMMA.

L'objectif du caoutchouc renforcé ou des résines à «fort impact» est qu'ils absorbent une plus grande quantité d'énergie à un taux de déformation plus élevée avant la rupture que les résines classiques (Jagger et al. 1999). **L'adjonction de ce polymère augmente donc la résistance aux chocs, la déviation transversale et diminue la rigidité du matériau (module en flexion).** En cas de fissure, cette dernière va pouvoir se propager à travers le PMMA, mais décélère à l'interface avec le caoutchouc. Le problème est que la résistance au choc est souvent améliorée au détriment du module de Young. La base de la prothèse amovible possède donc une résistance aux chocs accrue, mais devient trop souple. D'autres inconvénients sont observés après l'incorporation de ce polymère. L'absorption d'eau diminue légèrement en raison de l'incorporation du caoutchouc (Craig et al. 2004). A l'inverse des résines acryliques classiques, les résines renforcées par du caoutchouc présentent également de légères modifications de couleur en cas d'exposition à la lumière ultraviolette. Ces variations sont, néanmoins, cliniquement insignifiantes. **Enfin, le coût élevé, souvent jusqu'à 20 fois celui de la résine PMMA classique, limite son utilisation en routine.**

Malgré cela, une large gamme de matériaux, souvent commercialisés en tant que résines de haute résistance, est disponible sur le marché. Parmi ceux-ci on citera *Metrocyl HI®* (*Metrodent*), *Lucitone 199®* (*Dentsply*), *Trevalon HI®* (*Dentsply*), *DPI Tuff®* (Gupta et Tewari 2016).

1.2.3.2 Polymères de fluoroalkyle (FMA)

L'introduction de fluor dans les polymères dentaires a conduit au développement de matériaux extrêmement hydrophobes. **L'adjonction de fluor dans les chaînes de polymères semble en effet améliorer la résistance au mouillage, la résistance à l'eau et à la stabilité thermique des résines** (Cunha et al. 2009). **L'addition de fluor diminue également la résistance à la flexion et le module d'élasticité**, quelle que soit la concentration testée. Toutefois, cette diminution est cliniquement acceptable et proche de celle observée entre les résines polymérisées au bain-marie et par micro-ondes. De plus, les polymères fluorés présentent en général une résistance inférieure à celle des matériaux classiques en raison d'une diminution de l'énergie de liaison qui réduit l'enchevêtrement des chaînes du polymère. Ces propriétés mécaniques limitent donc leur utilité en pratique (Stansbury et Antonucci 1999).

Avec leurs énergies de surface extrêmement faibles, les polymères fluorés semblent surtout être un choix idéal pour lutter contre la formation de biofilm. Les résines organofluorées peuvent fournir des polymères inertes qui affichent une excellente hydrophobie, une résistance à l'adoucissement pour un large éventail de produits chimiques ainsi qu'une résistance potentielle à la coloration et à la fixation microbienne.

Les résines renforcées par polymère de fluoroalkyle demeurent toutefois encore aux étapes de tests en laboratoire (Cunha et al. 2009).

L'adjonction de polymère dans les résines acryliques n'est pas vraiment utilisée dans la pratique courante en raison de leur coût et du manque de données. Leurs caractéristiques sont résumées dans le tableau 11.

	Styrène butadiène	Fluoroalkyle
Avantages	- Amélioration de la résistance aux chocs	- Augmentation de la résistance au mouillage/eau
		- Amélioration de la stabilité thermique
		- Surface d'énergie faible et hydrophobie
Inconvénients	- Diminution de la rigidité (base trop souple)	- Diminution de la résistance à la flexion et du module d'élasticité
	- Coût élevé	

Tableau 11 : Avantages et inconvénients de l'adjonction de styrène butadiène et de fluoroalkyle

1.2.4 Adjonction de nanoparticules

La nanotechnologie et les nanosciences englobent l'étude des phénomènes et des matériaux, la manipulation des structures, des dispositifs et systèmes existants à l'échelle nanométrique, à savoir dans des dimensions inférieures à 100 nm. La nanotechnologie est devenue une préoccupation majeure dans la recherche scientifique car les propriétés chimiques et physiques des nanoparticules peuvent être complètement différentes de celles des molécules de la même substance au niveau macroscopique (Cierech et al. 2016a).

Du point de vue épidémiologique, beaucoup des porteurs de prothèses amovibles complètes souffrent de stomatite prothétique (Gendreau et Loewy 2011). Ces maladies d'origine multifactorielles opportunistes sont favorisées par les irrégularités de la base prothétique, les interactions hydrophobes, les matériaux de regarnissage, une mauvaise hygiène buccale et plusieurs facteurs systémiques, en particulier immunitaires (Pereira-Cenci et al. 2008; Wady et al. 2012). L'adhérence et la formation de biofilm de *Candida albicans* sur résine acrylique de la base prothétique est toujours observée lors d'une stomatite prothétique. Celle-ci est conditionnée par le support (état de surface notamment) et les souches microbiennes. La méthode la plus efficace pour prévenir la stomatite prothétique semblerait donc être l'utilisation d'une résine résistant à la colonisation bactérienne. Certaines nanoparticules métalliques comme des agents antibactériens tels que l'argent, l'oxyde de zinc ou encore le platine pourraient dès lors limiter cette contamination bactérienne.

1.2.4.1 Les nanoparticules d'argent

Les nanoparticules d'argent (nano-argent) présentent une forte activité antimicrobienne contre les bactéries gram-positives et gram-négatives, y compris les souches multi résistantes, les champignons, les virus et les parasites (Li et al. 2016). Ces nanoparticules possèdent une activité antifongique et un effet inhibiteur sur l'adhérence et la formation de biofilm.

Les caractéristiques antimicrobiennes des polymères d'argent incorporés peuvent être expliquées comme l'éluion ionique du polymère, diffusée par des molécules d'eau dans le milieu aqueux. L'effet antimicrobien pourrait également provenir d'une répulsion entre les bactéries et les nanoparticules (Nam 2014). Dans tous les cas, l'ajout de ces particules dans la résine acrylique serait à l'origine de modifications physico-chimiques : la polarité de la résine modifiée serait chargée plus négativement, ce qui entrainerait une force de répulsion à l'encontre des charges négatives des parois bactériennes.

En raison de ses effets antimicrobiens considérables et des bas d'effets secondaires, les matériaux contenant de l'argent sont utilisés pour empêcher la colonisation et les infections sur les dispositifs médicaux. Cette technologie n'est à priori toutefois pas encore commercialisée pour les prothèses amovibles.

1.2.4.2 Nanoparticules de platine

Le platine est un métal noble qui est connu pour son faible pouvoir allergène et son caractère non génotoxique pour l'organisme. Les nanoparticules de platine sont des amas d'atomes avec des tailles allant de 1 à 100 nm. **Elles sont d'un grand intérêt en raison de leur activité hautement catalytique et sont actuellement en cours d'évaluation pour leur capacité anti-inflammatoire. De plus, le platine possède une activité antibactérienne sur *E. Coli* par inhibition de sa capacité de division** (Jeong et al. 2007).

Les nanoparticules de platine sont capables de piéger les espèces réactives de l'oxygène (ROS) et les radicaux libres à partir de réactions anti-oxydantes. Ces réactions en chaîne aboutissent à la mort cellulaire des bactéries.

La taille des nanoparticules de platine affecte leurs capacités antibactériennes. Les nanoparticules de petites tailles, en particulier celles de moins de 30nm, présentent des activités catalytiques et des actions antimicrobiennes plus élevées. La concentration optimale pour les nanoparticules d'oxyde de Platine est de 2 % (Cierech et al. 2016b).

Comme pour les nanoparticules précédemment citées, les nanoparticules de platine de sont pas encore commercialisées pour une application en prothèse dentaire.

1.2.4.3 Nanoparticules d'oxyde de zinc (ZnO)

Parmi les nanoparticules d'oxyde métallique, l'oxyde de zinc est intéressant car il a de vastes applications dans divers domaines tels que les optiques, piézoélectriques, magnétiques et de détection de gaz. **Outre ces propriétés, sa nanostructure présente une grande efficacité catalytique, une forte adsorption et sont fréquemment utilisés dans la fabrication des céramiques et comme fongicide** (Janaki et al. 2015).

L'effet antibactérien des oxydes de zinc provient de la formation de peroxyde d'hydrogène (H_2O_2) synthétisés par une réaction entre les oxydes et des ions hydrogènes. Les peroxydes générés pénètrent dans la membrane cellulaire et provoquent la destruction d'ADN, de lipides ou de protéines bactériennes aboutissant à la mort cellulaire de la bactérie (Cierech et al. 2016b). La génération de H_2O_2 dépend fortement de la surface développée par l'oxyde de zinc Plus la nanoparticule est petite, plus l'activité antibactérienne est élevée.

De même que pour les nanoparticules d'oxyde de platine, la concentration optimale pour les nanoparticules d'oxyde de zinc est de 2 % (Cierech et al. 2016b).

Ces nanoparticules ne sont toutefois pas encore commercialisées pour une application en prothèse dentaire.

Les nanoparticules d'argent, de platine et d'oxyde de Zinc présente des activités antibactériennes intéressantes mais nécessite d'avantage d'études pour évaluer leurs propriétés mécaniques et leur utilisation en milieu intra-buccal.

1.2.5 Traitements de surface des résines acryliques

Une rugosité de surface supérieure à $2\mu m$ interfère dans l'élimination du biofilm, limitant l'utilisation clinique des prothèses amovibles dans le temps et le maintien de la santé bucco-dentaire (Queiroz et al. 2013). Les prothèses à base de résine acrylique doivent être traitées et

polies de manière appropriées pour améliorer et maintenir les propriétés mécaniques et obtenir une surface lisse contribuant à l'hygiène bucco-dentaire. Plusieurs tentatives visant à réduire l'adhérence de *C. albicans* ont été rapportées dans la littérature, comme le traitement au plasma, le revêtement par le film de parylène par procédé de dépôt chimique en phase vapeur ou l'application d'un revêtement protecteur de 2-méthacryl-oxyéthyl-phosphoryl-choline.

1.2.5.1 Le parylène

Le parylène®, nom commercial du poly-para-xylylène, désigne une famille de polymères utilisés comme matériaux de revêtement en raison de leur capacité à créer une couche protectrice sur diverses surfaces.

Le parylène peut former des polymères cristallins de 1µm à 50µm par polymérisation par dépôt en phase vapeur du paraxylylène (Yodmongkol et al. 2014). Une épaisseur de 10µm est recommandée pour une bonne utilisation clinique (Bourlidi et al. 2016).

Le revêtement de parylène est transparent, biocompatible, présente une hydrophobie cliniquement acceptables et une grande résistance aux solvants organiques, aux solvants inorganiques, aux acides et aux frottements. Au niveau d'une surface traitée avec du parylène, aucune étude n'a permis d'obtenir une rugosité inférieure à 0,2µm, valeur considérée comme le seuil d'adhésion bactérienne (Santos et al. 2013; Bourlidi et al. 2016). **Cependant les surfaces traitées sont plus lisses et plus résistantes à l'abrasion (brossage, solution de nettoyage) et à l'adhérence bactérienne et aux champignons (*E. Coli*, *C. Albicans* notamment)** (Zhou et al. 2010; Bourlidi et al. 2016).

De plus amples études sont nécessaires pour étudier l'effet du parylène sur les propriétés rémanentes, mécaniques et chimiques ainsi que sur la stabilité de la couleur des résines acryliques employées dans la fabrication des prothèses amovibles.

1.2.5.2 De dioxyde de titane

Le dioxyde de titane (TiO₂) est utilisé dans de nombreux produits en raison de ses propriétés hautement hydrophiles et de ses réactions photo catalytiques (décomposition de

l'oxydation et hydrophilie). Les revêtements au dioxyde de titane sont utilisés dans un certain nombre de produits médicaux (cathéters, etc.) pour leurs effets antimicrobiens (Arai et al. 2009).

Le dioxyde de titane peut être soit incorporé dans la résine, mais nécessite environ 5% en poids de TiO_2 , ce qui peut affaiblir le matériau et provoquer une décomposition interne. Une option alternative consiste à utiliser le procédé de revêtement TiO_2 , qui ne modifie pas la résine elle-même. Le revêtement peut alors être réalisé par brossage, trempage ou pulvérisation (Tsuji et al. 2016).

Le dioxyde de titane possède une durabilité suffisante pour une utilisation intrabuccale à long terme (Mori et al. 2015; Tsuji et al. 2016). **L'application de ce revêtement augmente les propriétés hydrophiles des bases de prothèse, diminuant l'attachement du bolus alimentaire et des bactéries** (Arai et al. 2009; Tsuji et al. 2016). En effet, l'utilisation de dioxyde de titane diminue l'adhérence des *S. Sanguinis* de 40 % et des *C. Albicans* de 35 % par son caractère hydrophile (Arai et al. 2009). **L'utilisation de TiO_2 améliore non seulement l'action d'auto-nettoyage des prothèses dentaires, mais augmente également la brillance de surface sans influencer la couleur du matériau de base** (Mori et al. 2015).

Du point de vue biologique, les composants organiques et le solvant dans lequel est solubilisé le dioxyde titane sont cependant susceptibles d'induire une réponse inflammatoire dans les tissus. Les nanoparticules de TiO_2 pourraient également être cytotoxiques, alors même que le matériau a été validé *in vitro*. Le protocole d'application minimise le risque d'effets délétères de ces composants, mais la sécurité biologique de la couche de TiO_2 reste à vérifier (Tsuji et al. 2016).

1.2.5.3 Le carbone de type diamant

Le carbone de type diamant est une forme métastable de carbone amorphe avec d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques, incluant une dureté mécanique élevée, une résistance à l'usure, une inertie chimique et une transparence optique. Le revêtement de carbone type diamant utilise la technique du plasma qui consiste à pulvériser du carbone de haute pureté (99,999 %) pour produire des films par une décharge électrique (d'argon et de gaz de méthane).

Les films de carbone de type diamant sont biocompatibles et présentent des propriétés antibactériennes et antifongiques. L'interaction physique entre les nanomatériaux à base de carbone et les bactéries est considéré comme principal mécanisme de destruction, car les nanomatériaux à base de carbone peuvent causer des dommages irrécupérables à la membrane externe des bactéries (*E. Coli*, etc...). **Les films de carbone type diamant permettent une réduction du biofilm de *C. Albicans* par des modifications chimiques de la surface des bases en résine PMMA, comme l'hydrophobie et une faible énergie de surface. De plus, la résistance chimique du revêtement surfaces en résine acrylique à divers solvants organiques et solutions acides et alcalines fournit une couche protectrice efficace (Queiroz et al. 2013).**

Les films peuvent être également modifiés par l'ajout de nanoparticules (silicium, hydrogène, fluor, azote, oxygène, tungstène, vanadium, cobalt, molybdène, titane, platine et argent) dans leurs microstructures pour améliorer leurs propriétés. Cet ajout pourrait ainsi améliorer la dureté, la mouillabilité, la résistance aux produits chimiques et à l'usure, et la biocompatibilité des résines (Robertson 2002).

Malgré les bons résultats observés *in vitro*, des films à base carbone type diamant sur la formation de biofilm de *C. Albicans*, la validation clinique de ce matériau reste nécessaire. **Indépendamment du potentiel de ces films, le coût de sa mise en œuvre de ce procédé dans un laboratoire de prothèses demeure élevé.**

1.2.5.4 2-méthacryloyloxyéthylphosphorylcholine (MCP)

Le MPC est un polymère biocompatible, hydrophile et possède une anti-thrombogénicité importante en raison de sa haute résistance à l'adhésion cellulaire et de ses réactions avec des protéines et des cellules endogènes.

Actuellement, deux méthodes de revêtement sont disponibles pour modifier la surface du polymère. La première implique une adsorption en surface du MPC avec les polymères qui ont subi une copolymérisation radicalaire avec d'autres méthacrylates, par exemple le méthacrylate de n-butyle pour former le poly (méthacrylate de 2 - méthacryloyloxyéthylphosphorylcholine-méthacrylate de n-butyle). L'autre est la

polymérisation par greffage initiée en surface, dans laquelle le poly-MPC (PMPC) est greffé sur la résine par liaison covalente. L'efficacité du greffage est augmentée avec des concentrations jusqu'à 0,5mol/L et diminuée à des concentrations supérieures à 0,75mol/L (Takahashi et al. 2014).

La polymérisation par greffage de MPC sur les surfaces des prothèses amovibles est une méthode prometteuse pour assurer la durabilité et pour empêcher l'adhérence microbienne (Takahashi et al. 2014). Ce matériau est également très utile pour diminuer le nombre de bactéries adhérant aux dispositifs médicaux. Le procédé de polymérisation par greffage présente plusieurs avantages par rapport au procédé d'adsorption dont une résistance aux contraintes mécaniques supérieures, une meilleure durabilité (stress mécanique, brossage) et une meilleure lubrification. La superhydrophilie de ce matériau peut expliquer pourquoi les biofilms ont tendance à ne pas adhérer à la surface de PMMA revêtue de MPC.

Une base de prothèse PMMA greffée au PMPC peut être un outil prometteur pour améliorer la durabilité du revêtement et pour prévenir les infections associées à la plaque dentaire par son effet antibactérien.

Les traitements de surface des résines acryliques limitent la formation de biofilm, augmentent les propriétés hydrophiles des bases et la résistance aux solvants organiques et inorganiques. Des études sont encore nécessaires pour vérifier leurs propriétés mécaniques et biologiques (cytotoxicité de TiO₂). De plus, leur coût élevé reste un frein pour une utilisation clinique.

2. LES PROPRIETES DES MATERIAUX

2.1. Propriétés des résines disponibles sur le marché

2.1.1. Propriétés physico-chimiques des matériaux

2.1.1.1. La dureté

La dureté est un paramètre mécanique permettant de caractériser un matériau. Elle peut être définie comme la résistance qu'oppose un matériau au toucher, à la pression, aux chocs ou

à l'usure. La dureté indique donc la facilité avec laquelle le matériau est rayé ou abrasé. Dans le cas des prothèses amovibles, elle doit être suffisante pour que la surface prothétique ne soit pas abîmée de manière précoce au moment du brossage mécanique, lors de la manipulation ou encore lors de l'utilisation quotidienne des prothèses dans la cavité buccale. Une dureté insuffisante compromet la rugosité de surface et favorise la rétention de plaque et la pigmentation, compromettant éventuellement l'aspect esthétique et la longévité de la prothèse dentaire (Farina et al. 2012).

La dureté est fréquemment utilisée pour prédire l'usure d'un matériau à travers différentes méthodes standardisées :

- La dureté de Mohs (*résistance à la rayure*)
- La dureté de Brinell (*mesure de surface à l'aide d'une bille*)
- La dureté de Vickers (*mesure de surface à l'aide d'un indenteur pyramidique*)
- La dureté de Knoop (*mesure de surface pour les matériaux fragiles*)
- La dureté de Rockwell B et C (*mesure en profondeur*)

Dans le cas des polymères rigides le test de micro dureté Vickers est le procédé le plus utilisé. Il a été conçu dans les années 1920 par les ingénieurs de la société Vickers en Angleterre. La dureté est caractérisée par l'empreinte laissée par un indenteur sous une charge donnée pendant 15 secondes. L'indenteur est composé d'une pyramide en diamant à base carré dont les faces opposées font un angle de 136°. Plus l'indenteur laisse une marque dans le matériau, plus celui-ci est considéré comme mou et inversement. La dureté de Vickers est calculée selon la formule suivante :

$$HV = \frac{1,854F}{D^2} \text{ où } F \text{ est la force appliquée en kgf et } D \text{ la diagonale de l'empreinte en millimètre.}$$

Bien que le test de micro dureté Vickers soit considéré comme une méthode valide pour évaluer les polymères rigides, une des limitations spécifiques de ce test est la mesure microscopique des indentations. Ces mesures peuvent être affectées par les limites de la résolution du système optique, la perception de l'opérateur et la récupération du matériau.

La dureté de Knoop est également utilisée pour évaluer les polymères. Cette méthode est surtout employée pour des matériaux fragiles tels que le verre et la céramique. Il diffère de la méthode Vickers par son indenteur (angle de 172° entre 2 faces opposées et 130° entre les 2 autres) et ses charges inférieures à 1kgf.

Sa formule est :

$$HK = \frac{14,229F}{D^2} \text{ avec } F \text{ la charge en kgf et } D \text{ l'aire de l'empreinte en millimètre}$$

<i>Matériaux</i>	<i>Dureté</i>
<i>Résine pressée</i>	18 à 22 VHN
<i>Résine injectée</i>	13.48 ± 1.4 VHN
<i>Résine chémo-polymérisable</i>	16 à 18 VHN
<i>Résine photo-polymérisable</i>	30.59 ± 1,778 VHN
<i>Polycarbonate</i>	20 VHN
<i>Nylon</i>	7,45 ± 1,0 VHN

Tableau 12 : Comparaison de la dureté résines acryliques, polycarbonate et nylon

D'après (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992; Yunus et al. 2005; Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008; Murthy et Murthy 2015)

Les résines thermo-polymérisables présentent des valeurs de dureté comprises entre 13 et 22 VHN. La dureté de la résine acrylique pressée possède une dureté inférieure à l'émail (300VHN) et à la dentine (65VHN) mais similaire aux polycarbonates. Parmi les matériaux disponibles, seules les résines photo-polymérisables possèdent une dureté supérieure à celle de la résine pressée (tableau 9). Cela peut être dû à la présence d'UDMA qui confère une rigidité plus élevée à la résine. A l'opposé, le nylon est le matériau possédant la plus dureté la plus faible (tableau 12).

2.1.1.2. Résistance à la flexion

La flexion peut être définie comme la déformation d'un objet qui se traduit par une courbure de part et d'autre de la force appliquée. Le test de flexion est donc utilisé pour mesurer les propriétés de flexion ou de courbure d'un matériau. Parfois appelé « test de barre transversale », il consiste à placer un échantillon entre deux points ou supports et à lancer une charge en utilisant un troisième point ou deux points supplémentaires, qui sont appelés respectivement test de flexion 3 points et test de flexion 4 points. Il permet de comparer les matériaux de base prothétique car il reflète les contraintes complexes appliquées à la prothèse pendant la mastication et fournit une indication majeure sur la rigidité du matériau (Hashem et al. 2014).

Les polymères de base des prothèses peuvent échouer cliniquement en raison de la fatigue à la flexion. Il convient donc que les tests de résistance à la flexion soient utilisés comme une méthode pour évaluer la polymérisation optimale. En effet, plus le degré de polymérisation est important, plus la résistance à la flexion est élevée.

Comme les propriétés de flexion peuvent varier avec la profondeur de l'échantillon, la longueur des portées de soutien, la température, les conditions atmosphériques, et le taux de déformation, les procédures d'essai sont soigneusement normalisées selon les spécifications de l'American Dental Association (ADA) n°12 pour les polymères de base de la prothèse. D'après celles-ci (équivalent ISO 1567, IS 6887), les matériaux de bases prothétiques doivent avoir une résistance à la flexion d'au moins 65 MPa (6,628 kg/mm²) pour être qualifiés de résine prothétique (Murthy et Murthy 2015).

Bien que la flexibilité d'un matériau est cruciale pour l'absorption d'énergie (par exemple lorsque la prothèse tombe), la même propriété soulève la question de savoir si la prothèse est suffisamment rigide pour répartir les forces de manière égale sur l'arcade dentaire. Une prothèse amovible doit donc être un compromis entre ces deux propriétés mécaniques. Par conséquent, un module de flexion inférieur (flexibilité accrue) est souvent un inconvénient du point de vue clinique. Selon la norme ISO 20795-1, le module de flexion du module traité ne doit pas être inférieur à 2 GPa (Ucar et al. 2012). Le module de flexion reflète la rigidité du matériau et de la répartition des contraintes au sein d'un échantillon (Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008)

<i>Matériaux</i>	<i>Résistance à la flexion (MPa)</i>
<i>Résine pressée</i>	88,9 ± 15,1
<i>Résine injectée</i>	63,7
<i>Résine chémo-polymérisable</i>	69,79
<i>Résine photo-polymérisable</i>	122,6 ± 13,7
<i>Polycarbonate</i>	105 ± 14,6
<i>Nylon</i>	78,3

Tableau 13 : Comparaison de la résistance à la flexion entre différentes résines acryliques, polycarbonate et nylon

D'après (Ali et al. 2008; Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008; Mumcu et al. 2011; Ucar et al. 2012; Hashem et al. 2014)

Les résines photo polymérisables possèdent une valeur moyenne de résistance à la flexion significativement plus élevée que les résines polycarbonates (tableau 13), elles-mêmes supérieures, aux résines thermo polymérisable (Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008). L'ensemble de ces résines répondent aux critères fixés par l'ADA n°12.

2.1.1.3. Stabilité dimensionnelle

La stabilité dimensionnelle est une caractéristique primordiale à l'intégration biomécanique d'une prothèse amovible. Elle permet d'améliorer l'efficacité masticatoire, d'augmenter le confort des patients et de prévenir les blessures des tissus de soutien ostéo-muqueux.

Les variations dimensionnelles résultent de la manipulation des résines lors de l'étape de polymérisation. Elles dépendent non seulement du matériau utilisé mais aussi de paramètres plus techniques tels que le retrait de polymérisation ou les contraintes générées par le refroidissement de la résine, ou encore des contraintes biologiques et chimiques appliquées au niveau de la prothèse telles que les procédures de traitement/ nettoyage des prothèses, les conditions physiologiques (pH, alimentation, etc.) et anatomiques (résorption osseuse) de la cavité buccal (Consani et al. 2002; Arafa 2016)

Les résines PMMA semblent très sensibles à ces variations dimensionnelles. Cependant, les techniques injectées permettent de les limiter (Gharechahi et al. 2004; Parvizi et al. 2004; Gharechahi et al. 2014). En effet, le moulage par injection permet une compensation du retrait de polymérisation en raison de la pression exercée lors de l'injection de la résine acrylique. Ceci semble également valable pour les résines de polycarbonate qui présentent une stabilité dimensionnelle intéressante en associant la précision dimensionnelle apportée par le procédé d'injection sans subir de retrait de polymérisation associé au PMMA des résines thermo-polymérisables (Parvizi et al. 2004). Enfin, les résines polymérisées par micro-ondes permettraient d'obtenir une meilleure adaptation à la surface d'appui que les prothèses obtenues par la technique de la résine au bain-marie (Kimura et al. 1983; Nadia A Badr, Amal M Ibrahim, Gehan F Mohamed 2008).

2.1.1.4. Etat de surface

Les porosités peuvent compromettre les caractéristiques physiques, esthétiques et les propriétés biologiques des prothèses. Une surface plus rugueuse peut en effet causer de l'inconfort pour les patients, une décoloration de la prothèse, et contribuer à la colonisation

microbienne et la formation de biofilm. Il peut enfin en résulter des contraintes internes élevées et une vulnérabilité à la déformation et au gauchissement de la base prothétique.

De nombreux facteurs techniques peuvent en être la cause tels que le piégeage de l'air pendant le mélange, la présence de monomères résiduels, la contraction de monomère lors de la polymérisation, la vaporisation de monomère associée à une réaction exothermique, un mélange insuffisant de monomère et de polymère et la concentration d'initiateur (Jerolimov et al. 1989; Singh et al. 2013).

Il existe un certain nombre de procédés en place pour mesurer la porosité d'une résine acrylique polymérisée. L'observation microscopique reste la méthode standard mais d'autres techniques telles que la mesure du poids avant et après l'immersion dans l'eau, le volume et la densité permet de calculer l'eau et l'air piégé dans les pores. La porosimétrie au mercure est également une méthode de mesure de routine de la porosité (Yannikakis et al. 2002).

Il existe de grandes différences entre les matériaux.

Les résines thermo-polymérisables par bain marie possèdent une porosité semblable aux résines thermo-polymérisables par micro-ondes (Singh et al. 2013). Les résines chémo-polymérisables possèdent une porosité plus importante due à l'air dissous dans le monomère qui est non soluble dans le polymère à température ambiante (R.Ogolnik, B.Picard, I.Denry 1992). Les résines à base de nylon ont une porosité cliniquement plus élevée. Enfin, si on compare la rugosité de la surface des résines polyamide avec des résines de PMMA, on constate que les échantillons de polyamide possèdent une surface plus rugueuse que le PMMA, à la fois avant et après le processus de polissage (Abuzar et al. 2010, Kawara et al. en 2014).

2.1.1.5. Propriétés optiques

L'un des objectifs des matériaux constituant les bases prothétiques est de simuler l'aspect de la muqueuse buccale. La teinte et la stabilité de la couleur sont donc des propriétés physiques importantes. Les matériaux utilisés doivent répondre aux situations cliniques en camouflant au mieux la présence de métal (PACSI, Quid plaque, fils,...). Les polymères acryliques de résine ont été introduits en tant que matériaux de base de prothèse dentaire et la majorité des bases de prothèse dentaire est fabriquée en utilisant du polyméthacrylate de

méthyle (PMMA). Ces matériaux ont des propriétés physiques optimales et esthétiques excellentes.

La résine pressée possède un indice de réfraction proche des tissus dentaires avec une valeur de 1.49 (dentine : 1.50 et émail : 1.60) ainsi qu'une bonne transparence avec une transmission de 90 % de la lumière incidente et des UV jusqu'à 250nm (Desautels et al. 1982). Ces caractéristiques lui confèrent une excellente esthétique limitée par la possibilité de coloration et de pigmentation avec le temps.

La stabilité de couleur est la propriété d'un matériau qui lui permet de maintenir sa couleur pendant une période de temps et un environnement donné. La stabilité de la couleur est considérée comme une propriété physique importante des matériaux dentaires. La technique utilisée pour évaluer la couleur peut être visuelle ou instrumentale. La colorimétrie instrumentale élimine les erreurs subjectives dans l'évaluation de la couleur. Cette analyse est plus précise que la méthode visuelle (Assunção et al. 2009). La décoloration pourrait dépendre des caractéristiques chimiques des matériaux, de la quantité de monomère résiduel, de la rugosité de surface, de l'absorption d'eau, de la dégradation due au vieillissement chimique et à l'oxydation, de la formation permanente de pigments suite à cette dégradation ainsi que des conditions chimiques et physiques du milieu tels que certaines boissons comme le thé, le café et le vin (Bonatti et al. 2009).

Les résines chémo-polymérisables sont d'avantage sujettes au jaunissement et présentent donc une moins bonne stabilité optique que les matériaux thermo-polymérisables (Nally JN 1964; Purnaveja et al. 1982). A l'opposé, les résines acryliques photo-polymérisables sont moins sensibles à la décoloration que les autres résines acryliques en raison de leur réduction de sorption de l'eau (Khan et al. 1987; McNeme et al. 1991). Enfin la stabilité de la couleur des résines de nylon semble légèrement moins bonne que celle des matériaux classiques (Vojdani et Giti 2015).

2.1.2. Propriétés biologiques

Celles-ci concernent les réactions allergiques et toxiques liées aux matériaux.

Réactions d'hypersensibilité

Les tests allergiques réalisés sur la peau ont montré que les bases acryliques peuvent être responsables de réactions allergiques. L'allergie de contact observée chez les porteurs de prothèse dentaire est le résultat d'une réaction d'hypersensibilité retardée. Elle se manifeste le plus fréquemment par une douleur associée à une sensation de brûlure au niveau du palais, de la langue, de la muqueuse buccale et/ou de l'oropharynx.

En cas de réaction immédiate et différée, des tests de patch, des tests sanguins, ou des tests d'IgE allergène spécifique peuvent être réalisés (Rashid et al. 2015). Des constituants tels que les colorants (oxydes métalliques et colorants organiques), les plastifiants, le pyrogallol (antioxydant) et les amines dans le cas de résines chémo-polymérisables (activateur) peuvent être à l'origine d'irritations ou d'allergies (Nally JN 1964).

Les résines photo-polymérisables ont été développées pour limiter les réactions allergiques de contact (type IV), notamment pour les patients sensibles au méthacrylate de méthyle. Les matériaux UDMA sont moins allergènes que les autres acrylates.

Réactions toxiques

Lors de la préparation des résines, des précautions sont également nécessaires pour les techniciens de laboratoire. Au cours de la manipulation des résines acryliques, une vaporisation du monomère MMA se produit et peut entraîner une irritation des tissus pulmonaires et affecter le système nerveux central. Les monomères de méthacrylate de méthyle peuvent également pénétrer dans la peau et être à l'origine d'irritation et d'effets neurotoxiques directs. Il est donc recommandé que la résine soit manipulée dans une pièce bien ventilée avec des gants.

Au niveau de cavité buccale, la présence de la salive dans la cavité buccale fournit une barrière défensive essentielle en diluant les antigènes nocifs avant leur pénétration dans la muqueuse buccale. L'effet des agents irritants pénétrés est également réduit en raison de la vascularisation élevée de la muqueuse buccale (Rashid et al. 2015). La polymérisation des résines repose sur une réaction d'addition qui implique l'activation d'un initiateur. La réaction de polymérisation se traduit par la conversion de MMA en PMMA au cours de laquelle les molécules monomères sont converties en polymères. Or, cette réaction de polymérisation des résines acryliques n'est jamais complète. Il existe une quantité variable de monomères libres, dits résiduels, qui n'ont pas réagi lors de la polymérisation. Ceux-ci peuvent alors se propager

dans la salive à l'origine d'effets cytotoxiques dans la cavité buccale. Plus la quantité de monomère résiduel est importante plus l'effet est délétère (Rashid et al. 2015).

La quantité de monomère résiduel dépend de la méthode de polymérisation et du rapport poudre/liquide (Kedjarune et al. 1999; Goiato et al. 2015). Les résines préparées avec une forte proportion de polymère (5 : 3) présentent des niveaux significativement plus faibles de monomère résiduel que celles préparées avec une moindre rapport (4 : 3) (Jorge et al. 2003). Cependant il est important de noter que les changements de rapports poudre/liquide peuvent conduire à un mélange de résine acrylique trop rigide ou trop fluide pour une utilisation clinique. Il est donc important de bien respecter les notices d'utilisation.

La température de polymérisation constitue également au paramètre essentiel des effets cytotoxiques. Lorsque le temps de polymérisation est prolongé, la quantité de monomère qui n'a pas réagi est réduite de manière significative et, par conséquent, les risques d'effets cytotoxiques sont réduits. Pour obtenir une conversion optimale du monomère il est recommandé d'incuber les prothèses nouvellement polymérisées pendant 7 heures dans une eau à 70 ° C, suivie d'une incubation de 1 h dans de l'eau à 100 ° C (Rashid et al. 2015). Les systèmes automatisés d'injection de résine proposent des programmes assurant des degrés de polymérisation variables (Ivobase injector ® Ivoclar Vivadent), et pourraient faire varier le degré de monomère résiduel en surface des bases polymérisées. Il est également recommandé que les bases dentaires une fois polymérisées soient stockées dans de l'eau pendant 1 à 2 jours avant d'être délivrées aux patients pour permettre aux monomères résiduel de se propager hors de la prothèse et de diminuer les réactions allergiques.

Les résines acryliques chémo-polymérisables libèrent des quantités de monomère résiduel plus élevées que les résines thermo-polymérisables (Nally JN 1964; Goiato et al. 2015; Rashid et al. 2015). Une plus grande quantité de méthacrylate de méthyle est en effet détectée dans la salive des individus qui possèdent une prothèse avec une base chémo polymérisable (Goiato et al. 2015). Les risques de réactions chimio-toxiques dues aux monomères résiduels sont donc plus élevés.

Les bases en résine UDMA polymérisés sont non toxiques et les monomères non polymérisés possèdent une plus faible toxicité (Hashem et al. 2014). Une polymérisation par micro-ondes de 20 minutes présente également une quantité réduite de monomère résiduel par comparaison avec les résines qui subissent d'autres procédés de

polymérisation (Jorge et al. 2003; Pfeiffer et Rosenbauer 2004). Cette réduction de la teneur en monomère après avoir utilisé le procédé de polymérisation par micro-ondes semble jouer un rôle essentiel dans la réduction des effets nocifs de la matière. En effet, si les résines thermopolymérisables présentent des concentrations de monomère non polymérisés plus élevées que les résines obtenues par polymérisation par micro-ondes, le taux de monomères résiduel des résines obtenues par polymérisation thermique diminue après un traitement par micro-ondes (Jorge et al. 2003). De même, le taux de monomère résiduel d'une résine auto-polymérisable diminue d'environ quatre fois lorsque les échantillons sont soumis à une irradiation aux micro-ondes (Jorge et al. 2003). On peut supposer que la diminution de la teneur en monomère résiduel par irradiation par micro-ondes réduit les effets cytotoxiques des résines acryliques auto-polymérisables en raison de l'échauffement qui se produit dans le four. L'irradiation par micro-ondes pourrait également produire, à hautes fréquences, des mouvements des molécules de monomère, l'augmentation de la chaleur interne et en conséquence une plus grande conversion de monomère en polymère et une diminution des effets toxiques.

Enfin, le polycarbonate et les matériaux à base de nylon ont quant à eux été développés pour surmonter l'irritation de la muqueuse aux monomères résiduels de méthacrylate de méthyle des résines conventionnelles. Les données biologiques concernant ces matériaux ne permettent cependant pas de savoir si ces matériaux provoquent cliniquement moins de réactions toxiques.

L'ensemble des caractéristiques de ces résines peuvent être résumées par le tableau suivant :

	Résine thermo polymérisable		Résine photo-polymérisable	Résine auto-polymérisable	Polycarbonate	Nylon
	Pressée	Injectée				
Dureté	++	+	+++	+	++	--
Résistance à la flexion	+	-	+++	-	++	+/-
Adaptation	++	+++	+	+	++	+
Esthétique	+++	+++	+++	--	+	-
Porosité	+	+/-	+/-	--	+	+
Allergie	+	+/-	--	+++	-	-

Tableau 14 : Récapitulatif des caractéristiques des différentes résines pour la fabrication des bases prothétique

2.2. Perspectives liées aux nouveaux matériaux

2.2.2. Adjonction de fibres

2.2.2.1. Propriétés physiques

	<i>Résistance aux chocs (N/m)</i>	<i>Résistance à la flexion (MPa)</i>	<i>Module d'élasticité (GPa)</i>
<i>Fibre de verre</i>	14 095.9 ± 1492.27	406.50 ± 49.14	1.90 ± 0.10
<i>Carbone</i>	4 335.2 ± 1087.79	406.50 ± 49.14	1.35 ± 0.13
<i>Kevlar fin</i>	3 206.6 ± 465.19	442.71 ± 55.05	1.88 ± 0.12
<i>Kevlar épais</i>	9 325.75 ± 1569.96	411.98 ± 84.18	1.93 ± 0.20
<i>Polyéthylène</i>	18 870.7 ± 6610.72	380.22 ± 69.98	2.76 ± 0.371
<i>PMMA non renforcée</i>	1 246.86 ± 213.93	400.51 ± 96.52	1.79 ± 0.06

Tableau 15 : Propriétés mécaniques des différentes fibres

D'après (Uzun et al. 1999)

2.2.2.1.1. Résistance aux chocs

L'adjonction de fibres dans les résines acryliques permet d'améliorer la résistance aux chocs quelles que soient les fibres utilisées (figure 12). Par ordre décroissant, les fibres de polyéthylène permettent d'obtenir une plus grande résistance aux chocs (15 fois plus), les fibres de verre (11 fois plus) et les fibres de Kevlar épais (7 fois plus) que la résine acrylique classique. Les fibres de carbone et les fibres de kevlar fins permettent en effet de multiplier par trois la résistance aux chocs par rapport aux résines classiques.

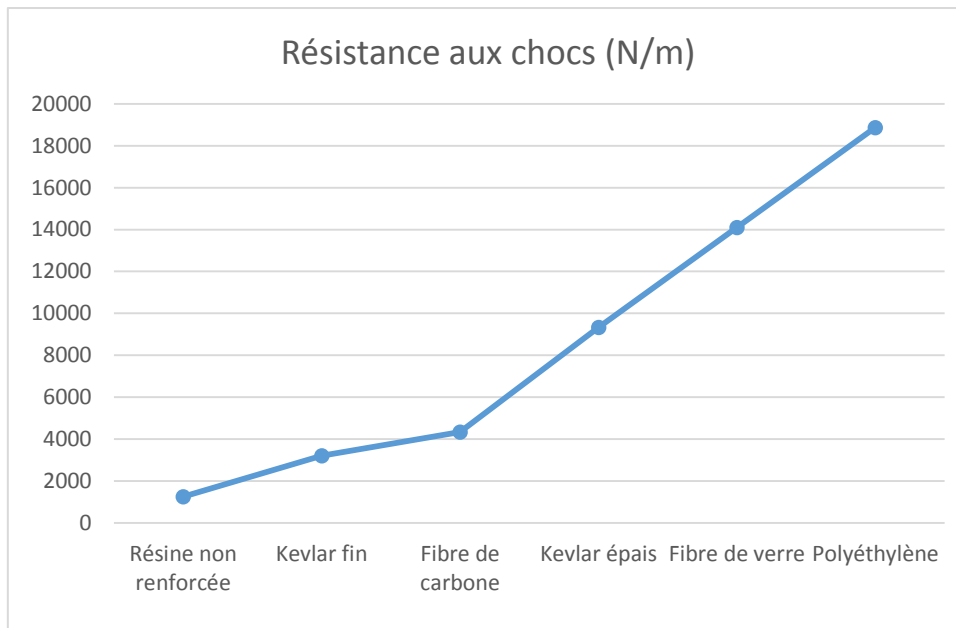


Figure 12 : Graphique synthétique de la résistance aux chocs

2.2.2.1.2. Résistance à la flexion

La majorité des fibres permettant de renforcer les résines acryliques classiques améliorent la résistance à la flexion. Les fibres de kevlar fin sont plus efficaces que les fibres de kevlar épais (figure 13). Les résines renforcées avec des fibres de carbone et de verre possèdent une résistance un peu plus élevée que les résines classiques (406,50 contre 400,50 MPa). A l'opposé, les fibres de polyéthylène diminuent la résistance à la flexion des résines (Uzun et al. 1999). L'ensemble des fibres possèdent une résistance à la flexion bien supérieure aux critères fixés par l'ADA n°12.

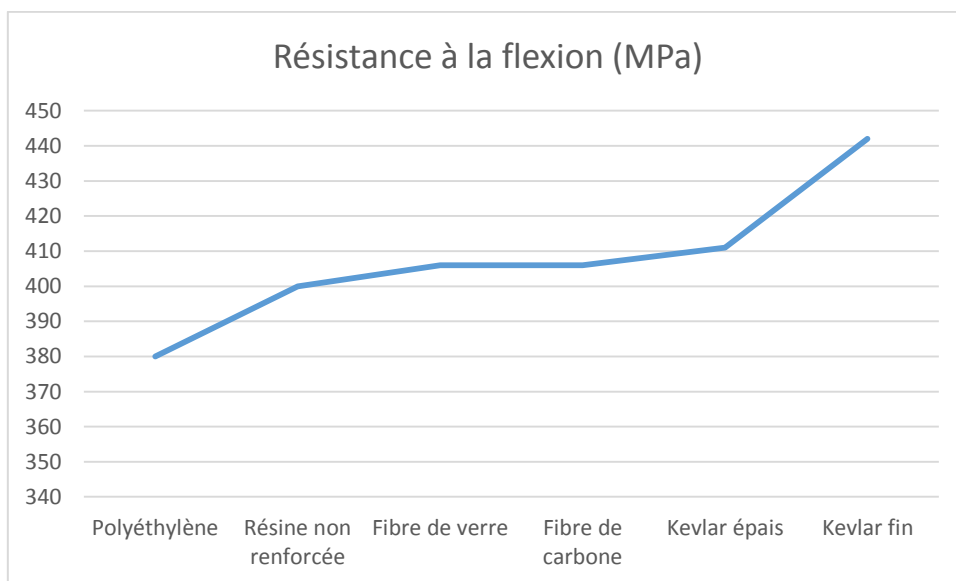


Figure 13 : Graphique synthétique de la résistance à la flexion

2.2.2.1.3. Module d'élasticité

A l'exception des fibres de carbone, l'ensemble des fibres augmentent le module d'élasticité des résines. Les résines renforcées par des fibres de polyéthylène possèdent de loin le module d'élasticité le plus élevé (2.76 GPa). On retrouve ensuite les résines renforcées par des fibres de kevlar épais (1.93 GPa) suivi de près par celles renforcées par les fibres de verres (1.90 GPa), puis les fibres de kevlar fins (1.88 GPa). Seules les résines renforcées par des fibres de carbone possèdent un module d'élasticité plus faible que les résines non renforcées (figure 14).

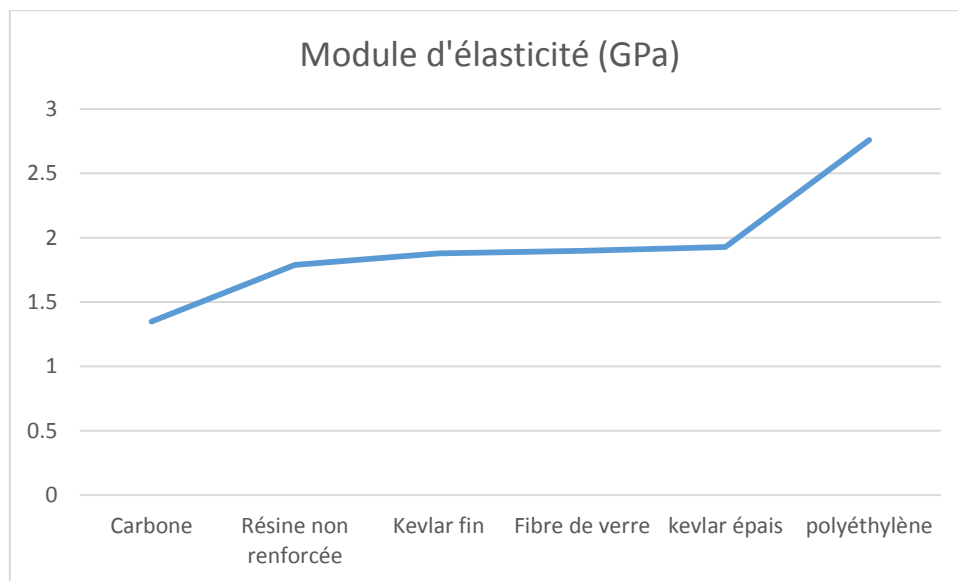


Figure 14 : Graphique synthétique du module d'élasticité

2.2.2.1.4. Etat de surface

L'un des inconvénients des fibres d'aramide et de carbone est la difficulté de polissage des résines renforcées avec ces matériaux entraînant une surface rugueuse favorable à la rétention de plaque et à la colonisation bactérienne. Les fibres de polyéthylène présentent également un état de surface moins bon que les résines classiques mais meilleur aux résines renforcées par les fibres d'aramide et de carbone (Uzun et al. 1999). Les fibres de verres ont été développées par les chercheurs afin de compenser les problèmes inhérents aux fibres de carbone et d'aramide tels que la difficulté de polissage (Goguta et al. 2006). Leur manipulation reste néanmoins difficile et peut entraîner un état de surface plus rugueux que les résines acryliques classiques en cas de mauvaise manipulation.

2.2.2.1.5. Propriétés optiques

Les fibres de verres sont caractérisées par un excellent aspect esthétique ; les fibres de polyéthylène présentent une couleur neutre (Rama Krishna Alla 2013), et les fibres de carbonées (noires) et d'aramide (jaunes) incorporées dans les bases prothétiques en résine sont susceptibles de dégrader l'aspect esthétique des prothèses amovibles.

2.2.2.2. Propriétés biologiques

Les fibres d'aramide sont biocompatibles et ne présentent aucun signe de toxicité (Uzun et al. 1999). Les fibres de carbone peuvent générer une toxicité plus importante et sont considérées comme un risque d'irritation de la muqueuse (Rama Krishna Alla 2013). Enfin, les fibres de verres semblent présenter une compatibilité biologique (Goguta et al. 2006) mais des recherches sont nécessaires pour déterminer si elles sont cancérigènes, attirent plus de plaque ou augmentent les troubles gingivaux car les résines acryliques renforcées seraient en effet plus cytotoxiques que les résines acryliques classiques (Ozen et al. 2006).

2.2.3. Adjonction de nanoparticules

2.2.3.1. Propriétés physiques

2.2.3.1.1. Résistance mécanique

L'adjonction de nanoparticules modifie la résistance mécanique, sans pour autant l'améliorer systématiquement.

La résistance à la compression d'une résine PMMA renforcée par des nanoparticules d'argent est significativement supérieure à celle d'une résine PMMA non modifiée. L'ajout de ces particules au niveau de la partie palatine de la base acrylique d'une prothèse amovible complète du maxillaire semblerait recommandée (Hamedi-Rad et al. 2014).

La dose maximale de nanoparticules de platine est de 2 % du poids, soit environ 200mg/L, pour conserver les propriétés mécaniques similaires aux résines PMMA classiques (Nam 2014). En deçà, l'adjonction de nanoparticule de platine n'améliore pas la résistance des résines PMMA.

Enfin, la résistance à la traction des résines diminue de manière significative après l'incorporation des nanoparticules d'argent à 5 % (Hamed-Rad et al. 2014).

2.2.3.1.2. Stabilité dimensionnelle

L'utilisation de nanoparticule d'oxydes inorganiques présente de nombreux avantages par rapport aux oxydes organiques, notamment en ce qui concerne la stabilité dimensionnelle (Cierech et al. 2016b). La littérature ne permet cependant pas de conclure sur une amélioration systématique de la stabilité dimensionnelle liée à l'adjonction de nanoparticules.

2.2.3.1.3. Etat de surface

Il semble qu'il n'y ait pas de différence entre la rugosité des résines traditionnelles et celle des résines renforcées par des nanoparticules (Cierech et al. 2016b; Li et al. 2016). La rugosité de surface reste de l'ordre de quelques microns, créant ainsi des conditions favorables pour le développement des micro-organismes.

2.2.3.1.4. Propriétés biologiques

Les nanoparticules d'argent présentent des complexes (ou poudre) et ions d'argent, une réponse tissulaire bien tolérée et moins cytotoxique ou génotoxique. De même, les nanoparticules d'argent ont une faible propension à induire une résistance microbienne contrairement aux antibiotiques (Li et al. 2016).

La biocompatibilité et les effets à long terme des nanoparticules de platine restent à étudier et des études restent nécessaires pour analyser les propriétés des nanoparticules d'oxyde de platine car la prédiction du comportement d'un ou deux souches ne suffit pas pour déterminer ses effets sur l'ensemble des souches bactériennes (Nam 2014). Enfin, les nanoparticules d'oxyde de zinc doivent être encore étudiées pour vérifier sa biocompatibilité avant son éventuelle utilisation clinique (Cierech et al. 2016b).

2.2.4. Adjonction de Polymères

2.2.4.1. Propriétés physiques

L'adjonction de styrène-butadiène augmente la résistance aux chocs, la déviation transversale et diminue la rigidité et l'absorption d'eau par rapport aux résines classiques

(Jagger et al. 1999, Craig et al. 2004)..). Le problème est que la résistance au choc est souvent améliorée au détriment du module de Young. La base de la prothèse dentaire possède donc une résistance aux chocs accrue, mais est souvent trop souple.

L'utilisation de polymères fluorés permet de surmonter certaines limitations des résines classiques grâce à une énergie de surface extrêmement faible, une excellente hydrophobie, une meilleure résistance à l'adoucissement par les solvants et à la sorption de l'eau (Cunha et al. 2009). L'addition de méthacrylates de Fluoroalkyle (FMA) diminue également la résistance à la flexion et le module d'élasticité, quelle que soit les proportions testées. Toutefois, cette diminution est cliniquement acceptable et est proche de celle observée entre les résines obtenues par micro-ondes et par technique conventionnelle. Cette différence réside dans l'interaction moléculaire. La présence de fluor dans les polymères de méthacryliques modifie la distance intermoléculaire. De plus, les polymères fluorés présentent en général une résistance inférieure à celle des matériaux classiques en raison d'une diminution de l'énergie de liaison qui réduit l'enchevêtrement des chaînes du polymère (Cunha et al. 2009). Cependant, une partie de cette diminution peut être expliquée par la dilution des autres composants du liquide, tel que le di-méthacrylate d'éthylène glycol de l'agent de réticulation (EGDMA). Il existe une association entre des concentrations croissantes d'agent de réticulation et une résistance accrue à la flexion et le module, ainsi qu'une diminution de l'absorption d'eau et solubilité. De cette façon, les corrections sur les niveaux EGDMA du composant monomère lors de l'incorporation de la FMA pourraient atténuer la différence de résistance à la flexion entre les groupes expérimentaux

2.2.4.2. Propriétés optiques

A l'inverse de résines acryliques classiques, les résines renforcées par du caoutchouc montrent de légères modifications de couleur en cas d'exposition à la lumière ultra-violet. Ces variations sont néanmoins cliniquement insignifiantes (Craig et al. 2004).

2.2.5. Traitement de surfaces

L'ensemble des traitements de surfaces permettent une diminution de l'adhérence bactérienne. Des études sont encore nécessaires pour évaluer leurs caractéristiques mécaniques, et biologiques, notamment en ce qui concerne leur éventuelle toxicité. Du point de vue clinique enfin, l'utilisation des traitements de surface se heurte au fait que le praticien ait parfois à

effectuer des retouches soustractives au niveau de la base, supprimant localement le principe antimicrobien...

L'ensemble des caractéristiques de ces résines peuvent être résumées par le tableau suivant :

	Fils métalliques	Fibres	Polymères		Nanoparticules
			Styrène	Fluoroalkyle	
Dureté	++	++	+++	-	+
Résistance à la flexion	++	++ (sauf polyéthylène)	++	-	+
Adaptation	+	+			+
Esthétique	-	Varie selon les fibres	+/-	+	+
Porosité	-	--	+/-	+/-	+
Allergie	+	+/-		-	++
Facilité d'utilisation	+/-	--	+/-	+/-	+/-

Tableau 16 : Récapitulatif des caractéristiques des résines modifiées pour la fabrication de base prothétique

2.3. Conclusion

Le Polyméthacrylate de méthyle est le matériau le plus couramment utilisé pour les bases de prothèses. Malgré ses risques de fracture, d'imprécision, de distorsion et de variation dimensionnelle, il répond aux impératifs cliniques de la prothèse amovible. Nombre de laboratoires français utilisent encore la méthode de polymérisation par pressée. Malgré ses inconvénients, elle est restée ancrée dans l'exercice prothétique et impose une organisation à cause du temps de cuisson. Une alternative pour les laboratoires de moyenne envergure consiste à réaliser l'ensemble des travaux amovibles simultanément. La résine est préparée pour le nombre de prothèses amovibles qui seront par la suite mises sous presse simultanément, puis cuites pendant la nuit pour éviter toute perte de temps.

Différentes modifications ont été suggérées pour remédier à ces problèmes de temps et de manipulation. Les résines injectées sont celles qui sont le plus étudiées dans la littérature et permettent d'avoir un bon recul clinique. Elles présentent des propriétés semblables à celles des résines PMMA pressées, ainsi qu'une meilleure adaptation, un gain de temps et une facilité d'utilisation. Leur dureté et leur module de flexion restent cependant à améliorer.

De même, les résines polymérisables par micro-ondes sont plus faciles à manipuler et permettent un gain de temps notable (3 minutes contre 9 heures !), ainsi qu'une meilleure adaptation et sensibilité aux monomères résiduels mais leur module de flexion est moins important.

Les résines photo-polymérisables sont caractérisées par une amélioration des propriétés physiques (module de flexion et dureté) et esthétique alors que les résines chémo polymérisables ne possèdent pas vraiment d'intérêt. Leurs propriétés physiques (dureté, flexion), esthétiques et biologiques (porosité, allergie) sont moins bonnes que celles des résines conventionnelles. Pour finir, les résines de nylon et polycarbonate, développées pour réduire les réactions de sensibilité aux monomères résiduels, ne présentent pas d'amélioration mécanique significative.

La résine idéale serait donc un mélange entre la facilité d'utilisation et la stabilité dimensionnelle des résines PMMA injectée, le gain de temps et la sensibilité aux monomères des résines micro-ondable et les propriétés physiques et esthétiques des résines photo-polymérisables.

Pour améliorer d'avantage les résines acryliques, l'adjonction de métal ou de fibres peut être réalisée. Les fils de fer et les fibres permettent une amélioration des propriétés mécaniques, notamment de la résistance aux chocs. Les principaux inconvénients de ces adjonctions résultent de leur facilité d'utilisation, de leur état de surface qui nécessite un polissage méticuleux, de la difficulté de les réparer (fils de fer), un risque d'allergie et une possible altération de l'esthétique (fibre de verre).

De même, l'adjonction de polymères permet d'améliorer certaines qualités au détriment de d'autres caractéristiques. L'adjonction de styrène assure une augmentation de la dureté et de la résistance au choc cependant son coût en limite son utilisation. Quant à l'adjonction de Fluoroalkyle, elle limite la formation de biofilm et les risques de développement de *C. Albicans*, aux dépens de ses propriétés mécaniques.

Les nanoparticules offrent quant à elles, une activité antimicrobienne intéressante et des propriétés mécaniques relativement adaptées à la situation clinique. Ces matériaux restent cependant à être améliorés et validés avant d'être proposés sur le marché.

Enfin, les traitements de surface permettent de limiter la formation de biofilm par hyperhydrophilie et augmentent la résistance aux solvants. Ces matériaux nécessitent encore des études.

Pour finir, avec l'essor de la Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), une nouvelle application de la résine acrylique pour la réalisation des bases prothétiques se développe. Cette approche, très récente, est encore peu documentée et son utilisation quasi nulle.

Bibliographie

1. ABUZAR MA, BELLUR S, DUONG N, KIM BB, LU P, PALFREYMAN N et al.
Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate).
J Oral Sci. 2010; 52(4):577-81.
2. AL-BAKRI I, HARTY D, AL-OMARI W, SWAIN M, CHRZANOWSKI W, ELLAKWA A.
Surface characteristics and microbial adherence ability of modified polymethylmethacrylate by fluoridated glass fillers.
Aust Dent J. 1 2014; 59(4):482-9.
3. ALI IL, YUNUS N, ABU-HASSAN MI.
Hardness, Flexural Strength, and Flexural Modulus Comparisons of Three Differently Cured Denture Base Systems.
J Prosthodont. 2008; 17(7):545-9.
4. ARAFA KAO.
Effect of Different Denture Base Materials and Changed Mouth Temperature on Dimensional Stability of Complete Dentures.
Int J Dent. 2016 (4):1-5
5. ARAI T, UEDA T, SUGIYAMA T, SAJURAI K.
Inhibiting microbial adhesion to denture base acrylic resin by titanium dioxide coating.
J Oral Rehabil. 2009; 36(12): 902-8.
6. ASSUNCAO WG, BARAO VAR, PITA MS, GOIATO MC.
Effect of polymerization methods and thermal cycling on color stability of acrylic resin denture teeth.
J Prosthet Dent. 2009; 102(6): 385-92.
7. BAGIS YH, RUEGGERBERG FA.
The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite.
Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2000; 16(4):244-7.
8. BILGIN MS, BAYTAROGLU EN, ERDEM A, DILBER E.
A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication.
Eur J Dent. 2016; 10(2):286-91.
9. BONATTI MR, CUNHA TR, REGIS RR, SILVA-LOVATO CH, PARANHOS HFO, DE SOUZA RF.
The Effect of Polymerization Cycles on Color Stability of Microwave-Processed Denture Base Resin.
J Prosthodont. 2009; 18(5):432- 7.
10. BOURLIDI S, QURESHI J, SOO S, PETRIDIS H.
Effect of different initial finishes and Parylene coating thickness on the surface properties of coated PMMA.
J Prosthet Dent. 2016; 115(3):363-70.

11. CIERECH M, KOLENDA A, GRUDNIAK AM, WOJNAROWICZ J, WOZNIAK B, GOLASM, et al.
Significance of polymethylmethacrylate (PMMA) modification by zinc oxide nanoparticles for fungal biofilm formation.
Int J Pharm. 2016a; 510(1):323-35.
12. CIERECH M, WOJNAROWICZ J, SZMIGIEL D, BACZKOWSKI B, GRUDNIAK AM, WOLSKA KI et al.
Preparation and characterization of ZnO-PMMA resin nanocomposites for denture bases.
Acta Bioeng Biomech Wroc Univ Technol. 2016b; 18(2):31-41.
13. CONSANI RLX, DOMITTI SS, RIZATTI BARBOSA CM, CONSANI S.
Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base.
Braz Dent J. 2002; 13(1):57-60.
14. CRAIG R, POWERS J, WATAHA J.
Plastics in prosthetics. In: *Dental Materials: Properties and Manipulations.*
8^e éd. 2004. p. 271-89.
15. CUNHA TR, REGIS RR, BONATTI MR, SOUZA RF.
Influence of incorporation of fluoroalkyl methacrylates on roughness and flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Appl Oral Sci.* 2009; 17(2): 103-7.
16. DESAUTELS, O'BRIEN, RYGE.
Polymères acryliques et BIS-GMA.
Les matériaux dentaires: précis et guide de choix. 1982. p. 92-8.
17. DOGAN A, BEK B, CEVIK NN, USANMAZ A.
The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, October 1995; 23(5):313- 8.
18. FARINA AP, CECCHIN D, SOARES RG, BOTELHO AL, TAKAHASHI JMFK, MAZZETTO MO et al.
Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement.
Gerodontology. 2012; 29(2):e155-60.
19. FELLMAN S.
Visible light-cured denture resin used in making dentures with conventional teeth.
J Prosthet Dent. 1 sept 1989; 62(3):356- 9.
20. GENDREAU L, LOEWY ZG.
Epidemiology and etiology of denture stomatitis.
J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. June 2011; 20(4): 251- 60.

21. GHARECHAHJI J, ASADZADEH N, SHAHABIAN F, GHARECHAHJI M.
Comparison of the Dimensional Accuracy of Injection-Molded Denture Base Materials to that of Conventional Pressure-Pack Acrylic Resin.
J Prosthodont. June 2004; 13(issue 2):83- 9.
22. GHARECHAHJI J, ASADZADEH N, SHAHABIAN F, GHARECHAHJI M.
Dimensional Changes of Acrylic Resin Denture Bases: Conventional Versus Injection-Molding Technique.
J Dent Tehran Iran. July 2014;11(4):398- 405.
23. GOGUTA L, MARSAVINA L, BRATU D, TOPALA F.
Impact strength of acrylic heat curing denture base resin reinforced with E-Glass Fibers.
Temporomandibular Jt Disord. 2006; 56(1):88- 91.
24. GOIATO MC, FREITAS E, DOS SANTOS D, DE MEDEIROS R, SONEGO M.
Acrylic Resin Cytotoxicity for Denture Base--Literature Review.
Adv Clin Exp Med Off Organ Wroclaw Med Univ. August 2015; 24(4):679- 86.
25. GUPTA A, TEWARI RK.
Evaluation and comparison of transverse and impact strength of different high strength denture base resins.
Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res. February 2016; 27(1):61- 5.
26. HAMANAKA I, IWAMOTO M, LASSILA L, VALLITTU P, SHIMIZU H, TAKAHASHI Y.
Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins.
Acta Odontol Scand. 1 November 2014; 72(8):859- 65.
27. HAMANAKA I, IWAMOTO M, LASSILA L, VALLITTU P, SHIMIZU H, TAKAHASHI Y.
The effect of cycling deflection on the injection-molded thermoplastic denture base resins.
Acta Odontol Scand. 2 January 2016; 74(1):67- 72.
28. HAMEDIRAD F, GHAFFARI T, REZAI F, RAMAZANI A.
Effect of Nanosilver on Thermal and Mechanical Properties of Acrylic Base Complete Dentures.
J Dent Tehran Iran. September 2014; 11(5): 495- 505.
29. HASHEM M, ALSALEEM SO, ASSERY MK, ABDESLAM EB, VELLAPPALLY S, ANIL S.
A comparative study of the mechanical properties of the light-cure and conventional denture base resins.
Oral Health Dent Manag. June 2014; 13(2): 311- 5.
30. HONOREZ P, CATALAN A, ANGNES U, GRIMONSTER J.
The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin.
J Prosthet Dent. 1 April 1989; 61(4):510- 7.
31. JAGGER DC, HARRISON A, JANDT KD.
The reinforcement of dentures.
J Oral Rehabil. Mars 1999; 26(3):185- 94.

32. JANAKI AC, SAILATHA E, GUNASEKARAN S.
Synthesis, characteristics and antimicrobial activity of ZnO nanoparticles.
Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc. 5 June 2015; 144:17- 22.
33. JEONG J, KIM JY, CHO M, CHOI W, YOON J.
Inactivation of *Escherichia coli* in the electrochemical disinfection process using a Pt anode.
Chemosphere. Mars 2007; 67(4):652- 9.
34. JEROLIMOV V, BROOKS SC, HUGGETT R, BATES JF.
Rapid curing of acrylic denture-base materials.
Dent Mater. 1 January 1989; 5(1):18- 22.
35. JOHN J, GANGADHAR SA, SHAH I.
Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers.
J Prosthet Dent. October 2001; 86(4):424- 7.
36. JORGE JH, GIAMPAOLO ET, MACHADO AL, VERGANI CE.
Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review.
J Prosthet Dent. August 2003; 90(2):190- 3.
37. KATSIKAS NG, HUGGETT R, HARRISON A, VOWLES RW
The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material.
Dent Mater. 1 January 1994; 10(1):2- 5.
38. KAWARA M, IWARA Y, IWASAKI M, KOMODA Y, IIDA T, ASANO T et al.
Test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures.
J Prosthodont Res. Janvier 2014; 58(1):35- 40.
39. KEDJARUNE U, CHAROENWORALUK N, KOONTONGKAEW S.
Release of methyl methacrylate from heat-cured and auto polymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer.
Dent J. mars 1999; 44(1):25- 30.
40. KHAN Z, VON FRAUNHOFERJA, RAZAVI R.
The staining characteristics, transverse strength, and micro hardness of a visible light-cured denture base material.
J Prosthet Dent. 1 mars 1987; 57(3):384- 6.
41. KIMURA H, TERAOKA F, OHNISHI H, SAITO T, YATO M.
Applications of microwave for dental technique (part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins.
J Osaka Univ Dent Sch. déc 1983; 23:43- 9.
42. LADHA K, SHAH D.
An In-Vitro Evaluation of the Flexural Strength of Heat-Polymerized Poly (Methyl Methacrylate) Denture Resin Reinforced with Fibers.
J Indian Prosthodont Soc. December 2011;11(4):215- 20.

43. LARSON WR, DIXON DL, AQUILINO SA, CLANCY JM.
The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent.* déc 1991;66(6):816- 20.
44. LEFEBURE C.
Une histoire de L'Art dentaire.
Toulouse: Privat; 2001.
45. LEVIN B, SANDERS JL, REITZ PV.
The use of microwave energy for processing acrylic resins.
*J Prosthet Dent.*Mars 1989; 61(3):381- 3.
46. LI Z, SUN J, LAN J, QI Q.
Effect of a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles on *Candida albicans* adhesion and biofilm formation.
Gerodontology. June 2016; 33(2):209- 16.
47. MACHADO C, SANCHEZ E, AZER SS, URIBE JM.
Comparative study of the transverse strength of three denture base materials.
J Dent. December 2007; 35(12):930- 3.
48. McNEME SJ, VON GONTEN AS, WOOLSEY GD.
Effects of laboratory disinfecting agents on color stability of denture acrylic resins.
J Prosthet Dent. 1 July 1991; 66(1):132- 6.
49. MORI K, TSUJI M, UEDA T, SAKURAI K.
Color and gloss evaluation of titanium dioxide coating for acrylic resin denture base.
J Prosthodont Res. October 2015; 59(4):249- 53.
50. MOWADE TK, DANGE SP, THAKRE MB, KAMBLE VD.
Effect of fiber reinforcement on impact strength of heat polymerized polymethyl methacrylate denture base resin: in vitro study and SEM analysis.
J Adv Prosthodont. Février 2012; 4(1):30- 6.
51. MULLER F, WAHL G, FUHR K.
Age-related satisfaction with complete dentures, desire for improvement and attitudes to implant treatment.
Gerodontology. Juillet 1994; 11(1):7- 12.
52. MUMCU E, CILINGIR A, GENCEL B, SULUN T.
Flexural properties of a light-cure and a self-cure denture base materials compared to conventional alternatives.
J Adv Prosthodont. September 2011; 3(3):136- 9.
53. MURTHY SS, MURTHY GS.
Argon Ion Laser Polymerized Acrylic Resin: A Comparative Analysis of Mechanical Properties of Laser Cured, Light Cured and Heat Cured Denture Base Resins.
J Int Oral Health JIOH. June 2015; 7(6):28- 34.

54. NADIA A BADR, AMAL M IBRAHIM, GEHAN F MOHAMED.
Effect of the curing mode on the clinical performance and properties of acrylic resin overdenture bases.
Cairo Dent J. May 2008; 2(24):259- 71.
55. NALLY JN.
Matériaux et alliages dentaires: composition, applications et techniques.
Paris: Prélat; 1964.
56. NAM K-Y.
Characterization and bacterial anti-adherent effect on modified PMMA denture acrylic resin containing platinum nanoparticles.
J Adv Prosthodont. 2014; 6(3):207.
57. NEPELENBROEK KH, PAVARINA AC, VERGANI CE, GIAMPAOLO ET.
Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. J Prosthet Dent. February 2005; 93(2):171- 6.
58. NGUYEN TRI P.
Etude de la polymérisation radicalaire thermique et UV de résines acryliques.
DEA de Chimie-Physique, Université de Haute-Alsace 2004
59. OZEN J, SIPAHI C, CAGLAR A, DALKIZ M.
In Vitro Cytotoxicity of Glass and Carbon Fiber-Reinforced Heat- Polymerized Acrylic Resin Denture Base Material.
Turk J Med Sci. 2006; 36(2):121- 6.
60. PARVIZI A, LINDQUIST T, SCHEINDER R, WILLIAMSON D, BOYER D, DAWSON DV.
Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin.
J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont. June 2004; 13(2):83- 9.
61. PEREIRE CENCI T, DEL BEL CURY AA, CRIELAARD W, TEN CATE JM.
Development of Candida-associated denture stomatitis: new insights.
J Appl Oral Science Rev FOB. April 2008; 16(2):86- 94.
62. PFEIFFER P, ROSENBAUER E-U.
Residual methyl methacrylate monomer, water sorption, and water solubility of hypoallergenic denture base materials.
J Prosthet Dent. July 2004; 92 (1): 72- 8.
63. POMPIGNOLI M, DOUKHAN J-Y, RAUX D.
Polymérisation et finition des prothèses complètes.
Prothèse complète Clinique et laboratoire. 4ème. Paris: CdP; 2011.
64. POSTAIRE M.
Les résines et la finition des prothèses.
Inf Dent. 2001;83 (24):1821- 4.

65. PURNAVEJA S, FLETCHER AM, RITCHIE GM, AMIN WM, MORADIANS S, DODD AW.
Color stability of two self-curing denture base materials.
Biomaterials. 1 October 1982; 3 (4):249- 50.
66. QUEIROZ JRC, FISSMER SF, KOGA-ITO CY, SALVIA ACRD, MASSI M, SOBRINHO AS da S, et al.
Effect of Diamond-Like Carbon Thin Film Coated Acrylic Resin on Candida albicans Biofilm Formation.
J Prosthodont. 1 August 2013; 22(6):451- 5.
67. RAJAEI N, VOJDANI M, SADAF A.
Effect of food stimulating agents on the flexural strength and surface hardness of denture base acrylic resins.
J Oral Health Dent Manag. 2014; 13 (4):1041- 7.
68. RAMA KRISHNA ALLA SS.
Influence of Fiber Reinforcement on the Properties of Denture Base Resins.
J Biomater Nanobiotechnology. 2013; 4(1):91- 7.
69. RASHID H, SHEIKH Z, VOHRA F.
Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins.
Eur J Dent. December 2015; 9(4):614- 9.
70. RICHARD VAN NOORT.
Denture base resins. Introduction to Dental Materials.
Mosby. 2007. p. 216- 25.
71. ROBERSTON J.
Diamond-like amorphous carbon film.
Mater Sci Eng. 2002; 37:129- 281.
72. OGOLNIK R, PICARD B, DENRY I.
Résines méthacryliques. Cahier de biomatériaux dentaires: Matériaux organiques.
Masson; 1992. p. 30- 46.
73. SANTOS M, SOO S, PETRIDIS H.
The effect of Parylene coating on the surface roughness of PMMA after brushing.
J Dent. September 2013; 41(9):802- 8.
74. SHAY K.
Denture hygiene: a review and update.
J Contemp Dent Pract. 15 February 2000; 1(2):28- 41.
75. SILVA C de S, MACHADO AL, CHAVES C de AL, PAVARINA AC, VERGANI CE.
Effect of thermal cycling on denture base and auto polymerizing reline resins.
J Appl Oral Sci. 2013; 21(3):219- 24.

76. SINGH S, PALASKAR JN, MITTAL S.
Comparative evaluation of surface porosities in conventional heat polymerized acrylic resin cured by water bath and microwave energy with microwavable acrylic resin cured by microwave energy.
Contemp Clin Dent. April 2013; 4(2):147- 51.
77. SKINNER EW, PHILLIPS RW.
Science des matériaux dentaires. 6ème ed.
Paris: Prélat; 1971.
78. STAFFORD GD, HUGGETT R, MACGREGOR AR, GRAHAM J.
The use of nylon as a denture-base material.
J Dent. 1 February 1986; 14(1):18- 22.
79. STANSBURY JW, ANTONUCCI JM.
Dimethacrylate monomers with varied fluorine contents and distributions.
Dent Mater. May 1999; 15(3):166- 73.
80. TAKAHASHI N, IWASA F, INOUE Y, MORISAKI H, ISHIHARA K, BABA K. Evaluation of the durability and antiadhesive action of 2 - methacryloyloxyethylphosphorylcholine grafting on an acrylic resin denture base material.
J Prosthet Dent. August 2014; 112(2):194- 203.
81. TAKAHASHI Y, HAMANAKA I, SHIMIZU H.
Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins.
Acta Odontol Scand. 1 July 2012; 70(4):297- 302.
82. TSUJI M, UEDA T, SAWAKI K, KAWAGUCHI M, SAKURAI K.
Biocompatibility of a titanium dioxide-coating method for denture base acrylic resin. Gerodontology. 1 December 2016; 33(4):539- 44.
83. UCAR Y, AKOVA T, AYSAN I.
Mechanical Properties of Polyamide versus Different PMMA Denture Base Materials: Polyamide as Denture Base Material.
J Prosthodont. April 2012; 21 (3):173- 6.
84. UNALAN F, DIKBAS I, GURBUZ O.
Transverse strength of polymethylmethacrylate reinforced with different forms and concentrations of E-Glass fibers.
OHDMBSC. 2010; 9(3):144- 7.
85. UZUN G, HERSEK N, TINCER T.
Effect of Five Woven Fiber Reinforcements on the Impact and Transverse Strength of a Denture Base Resin.
J Prosthet Dent. 1999; 81(5):616- 20.
86. UZUN IH, TATAR A, HACIMUFLUOGLU A, SARUHAN F, BAVINDIR F.
In vitro evaluation of long-term cytotoxic response of injection-molded polyamide and polymethyl methacrylate denture base materials on primary fibroblast cell culture.
Acta Odontol Scand. 1 sept 2013; 71(5):1267- 72.

87. VALLITTU PK.
A Review of Methods Used to Reinforce Polymethyl Methacrylate Resin.
J Prosthodont. 1 sept 1995; 4(3):183- 7.
88. VALLITTU PK, LASSILA VP, LAPPALAINEN.
Acrylic resin-fiber composite part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance.
J Prosthet Dent. 1 June 1994; 71(6):607- 12.
89. VOJDANI M, GITI R.
Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review.
J Dent. Mars 2015; 16(1 Suppl):1- 9.
90. VOJDANI M, KHALEDI A.
Transverse Strength of Reinforced Denture Base Resin with Metal Wire and E-Glass Fibers.
J Dent Tehran Univ Med Sci. 2006; 3(4):159- 66.
91. WADY A, MACHADO A, ZUCOLOTTO V, ZAMPERINI C, BERNI E, VERGANI C.
Evaluation of Candida albicans adhesion and biofilm formation on a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles.
J Appl Microbiol. 1 June 2012; 112 (6):1163- 72.
92. YANNIKAKIS S, ZISSIS A, POLYZOIS G, ANDREOPOULOS A.
Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method.
J Prosthet Dent. June 2002; 87(6):613- 9.
93. YODMONGKOL S, CHANTARACHINDAWONG R, THAWEBON B, AMOMSAKCHAI T, SRIKHIRIN T.
The effects of silane-SiO₂ nanocomposite films on Candida albicans adhesion and the surface and physical properties of acrylic resin denture base material.
J Prosthet Dent. December 2014; 112(6):1530- 8.
94. YUNUS N, RASHID AA, AZMI LL, ABU-HASSAN MI.
Some flexural properties of a nylon denture base polymer.
J Oral Rehabil. 1 janv 2005;32 (1): 65- 71.
95. ZHOU L, TONG Z, WU G, FENG Z, BAI S, DONG Y, et al.
Parylene coating hinders Candida albicans adhesion to silicone elastomers and denture bases resin.
Arch Oral Biol. June 2010; 55(6):401- 9.

ANNEXE : Table des figures et tableaux

TABLES DES FIGURES

Figure 1: activation du peroxyde de benzoïde	9
Figure 2: Réaction du peroxyde de benzoïde avec un monomère de MMA et propagation	9
Figure 3: Moufle en bronze avec clavette utilisé pour une cuisson au bain-marie.....	11
Figure 4: Modèle en moufle après ébullition	11
Figure 5: Presse	13
Figure 6: Mise sous presse des modèles.....	13
Figure 7: Moufle pour micro-ondes GC ACRON FRP Flask	14
Figure 8: Technique d'injection du système ^{SR} Ivocap® (document Ivoclar Vivadent).....	17
Figure 9: Moufle et système d'injection.....	18
Figure 10: Schéma présent sur la notice d'utilisation de SR Ivocap appareil d'injection.....	20
Figure 11: Réaction de polymérisation du Nylon.....	27
Figure 12: Graphique synthétique de la résistance aux chocs	54
Figure 13: Graphique synthétique de la résistance à la flexion.....	54
Figure 14: Graphique synthétique du module d'élasticité.....	55

TABLES DES TABLEAUX

Tableau 1 :	Classification et propriétés des matériaux de bases dentaire selon la norme ISO 20795-1 2013.....	6
Tableau 2:	Classification ADA n°12.....	6
Tableau 3:	Propriétés des résines cuites au bain marie	16
Tableau 4:	Propriétés des résines cuites au micro-onde.....	16
Tableau 5:	Propriétés des résines injectées	21
Tableau 6:	Propriétés des résines chémo-polymérisables	22
Tableau 7:	Propriétés des résines photo-polymérisables.....	24
Tableau 8:	Propriétés des résines polycarbonate.....	25
Tableau 9:	Propriétés des résines Nylon	28
Tableau 10:	Avantages et inconvénients des différentes fibres	34
Tableau 11:	Avantages et inconvénients de l'adjonction de styrène butadiène et fluoroalkyle.....	37
Tableau 12:	Comparaison de la dureté résines acryliques, polycarbonate et nylon	45
Tableau 13:	Comparaison de la résistance à la flexion entre différentes résines acryliques polycarbonate et nylon	46
Tableau 14:	Récapitulatif des caractéristiques des différentes résines pour la fabrication des bases de prothèse dentaire.....	52
Tableau 15:	Propriétés mécaniques des différentes fibres	53
Tableau 16 :	Récapitulatif des caractéristiques des résines modifiées pour la fabrication de base prothétique.....	59

**Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées
comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation
de la Faculté de Chirurgie Dentaire.**

BIGOT Audrey. Résine employées dans la fabrication des bases prothétiques en prothèse amovible complète: données actuelles et perspectives. 2017. 73 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio.: 62-70.

Sous la direction du Docteur Adeline BRAUD

Th : Chir Dent. : Paris 7 : 2017

RESUME en français :

Historiquement, le matériau de référence pour les bases prothétiques non métalliques des dispositifs amovibles était la vulcanite (ébonite®), matériau composite à base de gutta percha, de caoutchouc vulcanisé, de silice et de soufre. Dans les années 50, les matériaux résineux remplacèrent la vulcanite en raison de leurs nombreuses qualités et plus particulièrement les résines de Polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Cependant, ces matériaux présentent certains défauts (fracture, distorsion, imprécision...) qu'on cherche à corriger par des modifications dans leur composition et leurs procédés de polymérisation.

Ainsi, on a vu apparaître progressivement des résines composites sur le marché, des résines modifiées par adjonction de polymères ou par traitement de surface.

Des procédés techniques et méthodes de polymérisation ont également été développés. Les résines disponibles sur le marché peuvent être thermo-polymérisables, micro-ondable ou photo-polymérisables. Parallèlement des résines chémo-polymérisables sont également disponibles, mais sont destinées à la maintenance prothétique.

Les propriétés de ces matériaux doivent pouvoir répondre aux impératifs cliniques et techniques des dispositifs médicaux sur mesure en termes de biocompatibilité, de résistance mécanique et d'état de surface, de stabilité chimique, de mise en œuvre et des possibilités de réparation, et enfin de coût.

TITRE en anglais:

Resin used in the manufacture of prosthetic bases in complete removable prosthesis: current data and prospects

DISCIPLINE: Prothèse amovible

MOTS-CLES Français:

Résine, prothèse amovible, polymérisation

MOTS-CLES Anglais:

Resin, dental base, properties, polymerization
