

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018

N° 3492

La prothèse polyamide flexible : revue de littérature

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

Maylis LONG

Née le 09/03/1991

Le 26 Juin 2018 devant le jury ci-dessous :

Président : M. le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : M. le Docteur Pierre LE BARS

Assesseur : Mme. Le Docteur Julie LE LAUSQUE

Co-directeur : M. le Docteur Alain Ayepa KOUADIO

Directeur de thèse : Mme. le Docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Madame LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Madame HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) Madame GOEMAERE GALIERE Hélène (Praticien Attaché)
Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ABBAS Amine) Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEAURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur LOCHON Damien Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	
Monsieur KOUADIO Ayepa Madame LOLAH Aoula	Madame MERAMETDJIAN Laure Madame RAKIC Mia

Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le conseil de la

Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises

dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être

considérées comme propre à leurs auteurs et qu'il n'entend leur

donner aucune approbation, ni importance.

REMERCIEMENTS :

A Madame le Docteur Fabienne Jordana

Maître de Conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement de Recherche Dentaires

Docteur de l'université de Bordeaux

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

-NANTES-

...

Que je remercie de m'avoir dirigé durant cette thèse d'étude

Que je remercie pour sa patience, ses conseils et ses encouragements.

Pour la méthode fournie et l'accompagnement qui m'ont permis d'aller jusqu'au bout.

REMERCIEMENTS :

A Monsieur le Docteur Ayepa Kouadio

Assistant Associé

Départements de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,
Biophysique, Radiologie.

-NANTES-

...

Que je remercie d'avoir co-dirigé cette thèse

Que je remercie pour son sourire et son accompagnement

REMERCIEMENTS :

A Monsieur le Professeur Giumelli

Doyen de l'UFR Odontologie de Nantes

Département de Prothèses

-NANTES-

...

Que je remercie de présider à cette thèse

Que je remercie pour sa gentillesse et sa disponibilité

REMERCIEMENTS :

A Monsieur le Docteur Pierre Le Bars

Maitre de Conférence des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Sons et d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Département de Prothèses

-NANTES-

...

Que je remercie beaucoup d'assister à ma soutenance

Que je remercie pour son soutien

REMERCIEMENTS :

A Madame le Docteur Julie Le Lausque

Assistante Hospitalière Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches
Dentaires

Département de Prothèse

-NANTES-

...

Que je remercie d'avoir co-dirigé cette thèse

Que je remercie pour sa présence, son sourire et son accompagnement

Table des matières

Introduction	9
1. Propriétés physiques mécaniques des prothèses polyamides dentaires	12
1.1 Absorption de l'eau	
1.2 Propriétés mécaniques	
1.3 Précision dimensionnelle des polyamides	
1.4 Rugosité et état de surface	
1.5 Solidité de la liaison avec d'autres résines	
2. Esthétique et biocompatibilité.....	19
2.1 Stabilité des couleurs et résistance aux colorations exogènes	
2.2 Effets des solutions désinfectantes sur les prothèses dentaires polyamides	
2.2 Evaluation de la cytotoxicité des polyamides	
3. Matériaux les plus couramment utilisés et leurs applications cliniques	22
Conclusion	29
Annexes	

Introduction

Le remplacement des dents manquantes est une partie très importante dans la prise en charge des patients. En effet, la perte des dents entraîne souvent des difficultés de mastication, de phonation, d'occlusion, ainsi que des problèmes esthétiques. (5)

Depuis son introduction en 1937, le polyméthylméthacrylate (PMMA) est le matériau le plus utilisé dans la fabrication des prothèses dentaires amovibles. Il possède en effet de multiples atouts, comme des caractéristiques esthétiques intéressantes, une résistance mécanique suffisante. Il est facile à travailler et à réparer, tout en possédant une faible toxicité. (21, 14, 47) Cependant des inconvénients sont à noter, tels qu'une contraction non négligeable lors de la polymérisation, une faible flexibilité, une mauvaise résistance aux chocs et à l'usure, ce qui conduit souvent à des cassures suite à une chute de l'appareil ou à des forces de mastication trop importantes.

Pour pallier à ces nombreux défauts, de nombreuses méthodes ont été utilisées. On peut noter, par exemple, l'ajout de métal ou de fibres renforçant la structure des appareils résine ou même la modification de la structure chimique elle-même (40). Même si ces ajouts ont amélioré significativement l'usage des PMMA comme matériau de prothèse amovible, certains problèmes persistent comme la présence de métal ou l'intolérance allergique de certains patients vis-à-vis de la résine acrylique. (21, 39, 42)

En réponse à ces problèmes, les prothèses en résine thermoplastiques sont apparues comme une solution envisageable dès les années 1950. Si l'on parcourt les différentes publications, on peut distinguer environ cinq types de résines thermoplastiques utilisés pour un usage dentaire : polyamide, polyester, polycarbonate, acrylique et polypropylène. (13)

Nom générique	Nom de production	Fabriquant
Polyamide	Bioplast Valplast Flex Star V Bio Tone Lucitone FRS Ultimate Flexite Supreme	High Dental Japan UNIVAL Nippon Dental Supply HIGH·DENTAL·JAPAN DENTSPLY International Ultimate Flexite Compagny
Polyester - polyéthylène	EstheShot Brighth EstheShot	i-Cast i-Cast
Polycarbonate	Reigning N Reigning JET CARBO-S JET CARBO RESINA	Toushinyoukou Toushinyoukou HIGH·DENTAL·JAPAN HIGH·DENTAL·JAPAN
Résine acrylique	ACRY TONE	HIGH·DENTAL·JAPAN
Polypropylène	UNIGIUM	WELDENZ

Tableau 1. Résines thermoplastiques reconnues pour les prothèses dentaires sans métal (13)

En 2009, la Société Japonaise des Matériaux Dentaires et Appareils ont répondu à une requête de la Société Prothétique du Japon afin d'évaluer les propriétés physiques des résines thermoplastiques (13). Cependant, seulement trois de ces matériaux furent testés : Valplast (polyamide), EstheShot (polyester) et la résine acrylique classique. Depuis de nombreux matériaux furent développés et d'autres études furent menés pour évaluer leurs propriétés physiques. Les critères d'évaluation portent essentiellement sur la résistance à la flexion, le module d'élasticité, la sorption de l'eau, l'adhérence avec d'autres résines, l'usure de surface, la stabilité de la couleur, la cytotoxicité et l'état de surface. Il n'est pas toujours évident de comparer tous ces matériaux, compte-tenu des différentes approches au niveau des tests mécaniques et des variations importantes des résultats obtenus entre chaque étude.

Cette revue de littérature se concentre sur un type de prothèse thermoplastique, les prothèses polyamides. Ce sont des prothèses amovibles fabriquées à partir de matériaux thermoplastiques injectés à haute température (150°) et haute pression (8 bars) ayant pour base un nylon, spécialement conçues pour le système médical. Le nylon est le terme générique de certains types de polymères thermoplastiques appartenant à la classe des polyamides. (19)

Les polyamides appartiennent à la classe des matériaux dits thermoplastiques (en opposition aux matériaux thermo-rigides). Ils sont composés de polymères et caractérisés par la répétition n fois du même groupe d'atomes (groupe constitutif). Ils résultent soit de la polycondensation d'un lactame ou d'un acide aminé, soit de la condensation d'une diamine $\text{NH}_2\text{-(CH}_2)_6\text{-NH}_2$ et un acide dibasique $\text{CO}_2\text{H-(CH}_2)_4\text{-COOH}$. (9, 54,23)

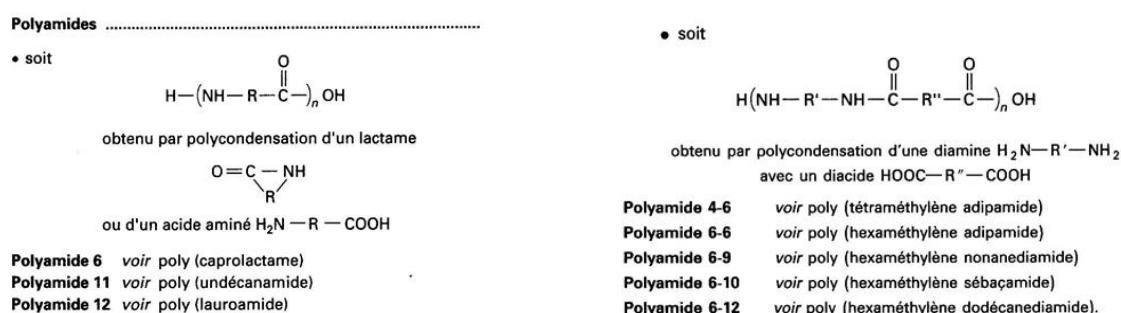


Figure 1 : Formules des polyamides (23)

Le polyamide étant un polymère cristallin, il possède une bonne résistance aux hautes températures, une grande solidité et une bonne ductilité (il peut se déformer ou s'étirer sans se rompre). De plus, il possède d'autres avantages comme par exemple une meilleure élasticité par rapport aux autres résines, une meilleure biocompatibilité pour les patients allergiques aux résines acryliques et au métal et un meilleur contrôle de la contraction de prise et de la déformation qui en résulte. Ces atouts font de ce matériau une excellente alternative aux résines conventionnelles.

Cependant, ce matériau présente des inconvénients importants : solubilité à l'eau important, surface trop rugueuse, problème de contamination bactérienne, détérioration de la couleur, difficulté de polissage. (21, 40, 48)

L'étude qui suit va recenser les différentes publications parues sur le sujet des prothèses polyamides et vous les présenter selon les différents critères étudiés dans ces publications afin de faire un état de la littérature scientifique sur ce sujet.

1. Propriétés physiques et mécaniques des prothèses polyamides

1.1 Absorption de l'eau

L'adsorption repose sur la propriété qu'ont les surfaces solides de fixer certaines molécules de manière réversible. Les molécules d'eau pénètrent par les pores du matériau, et tendent à occuper les places énergétiques les plus favorables en se liant aux atomes par des liaisons faibles de type Van der Waals. Cela aboutit à la formation de chaînes polymère-eau qui déstabilisent les chaînes de polymères et entrent en compétition avec elles. Si les conditions énergétiques ou cinétiques permettent à la molécule de pénétrer au sein de la phase absorbante, il y a absorption. Cette propriété est liée à la structure même du solide où subsistent, en surface, des forces non équilibrées, et donc par suite des dissymétries dans la répartition des atomes : la formation d'une couche de molécules adsorbées compense en partie ce déséquilibre.

Par conséquent avec une sorption d'eau élevée, on observe une diminution du module d'élasticité (ou module de Young) ainsi qu'une déformation du matériau (augmentation de volume). Cela joue donc sur la rigidité du matériau et sa stabilité dimensionnelle. (6)

En comparant des matériaux polyamides à des matériaux silicones et en étudiant leurs propriétés de sorption, Lai et Yu-Lin al. (30) montrent que les polyamides absorbent plus d'eau que les silicones. Cependant en 2010, Takabayashi al. (44) comparent six résines thermoplastiques avec des résines acryliques conventionnelles PMMA (Acron) :

- Polyamides : Valplast, Lucitone FRS, Flexite Supreme
- Polycarbonates : Reining, Jet Carbo Resin
- Polyéthylène Téréphtalate : Estheshot

et étudient les propriétés physiques et mécaniques :

- sorption de l'eau
- solubilité
- résistance à la flexion
- module d'élasticité
- résistance à la traction
- stabilité des couleurs.

Selon les résultats obtenus dans cette étude, la sorption de l'eau de deux des polyamides testés (Valplast et Flexite) correspond à la norme ISO standard ($32\mu\text{g}/\text{mm}^3$). Cependant, pour les polyamides Lucitone, ils constatent des caractéristiques hydrophiles plus élevées. La

conclusion fut que plus la concentration d'amide est élevée, plus grande est la sorption de l'eau. C'est pourquoi ils suggèrent, en ce qui concerne les matériaux dentaires polyamides, de régler la concentration d'amides aux taux les plus bas pratiqués pour les matériaux industriels populaires tels que les nylons 6 ou 66. Ils en concluent aussi que les crochets dentaires non métalliques en résine thermoplastique présentent moins de sorption à l'eau et moins de solubilité et sont, de fait, plus hygiéniques.

Ces résultats semblent confirmés par une étude effectuée par Sha et Jay al. (40) effectuée en 2014. Cette étude compare la sorption et la solubilité des résines PMMA (Acron) et des résines thermoplastiques polyamides (Flexite). Puisque l'angle de contact entre les résines thermoplastiques et l'eau est élevé, alors que la libération de l'énergie de surface est faible, la résine est plus hydrophobe et par conséquent les valeurs de sorption sont faibles. A contrario, les résines PMMA ont une sorption et une solubilité plus élevées, du fait de la présence plus nombreuse de résidus monomères.

En conclusion, les résines Flexite absorberaient moins d'eau que les résines acryliques (Acron), la solubilité seraient inférieures. Les valeurs seraient en accord avec les normes ISO standard.

1.2 Propriétés mécaniques

De nombreuses études sur les polyamides se concentrent sur leurs propriétés mécaniques :

- La flexion
- Le module d'élasticité
- La résistance aux fractures
- La résistance à l'impact
- La rigidité
- La dureté des différents matériaux.

Caractériser ces propriétés permet de mieux considérer les applications cliniques possibles pour ces matériaux.

En 2005, Yunus et al. (54) comparent le module de flexion d'un matériau en nylon (Lucitone) traité au préalable par une solution désinfectante (Perform) avec un nylon non traité. Ils concluent que ce matériau possède un module de flexion plus bas (1714 MPa) lorsqu'ils ne sont pas désinfectés. A contrario, un spécimen désinfecté avec une solution oxygénée possède un module de flexion beaucoup plus élevé (1937 MPa). Cette étude montre aussi que la force nécessaire à la flexion du nylon est plus faible que les deux résine PMMA étudiées (Acron et Meliodent) dans cette publication, mais reste comparable avec celle du polyamide Lucitone.

Deux autres études publiées, à un an d'intervalle, reviennent sur les propriétés de flexion des polyamides. Takabayashi et al. (44) en 2010 montrent que puisque les polyamides ont un module d'élasticité et une force de flexion faible (inférieure à celle préconisée par la norme ISO standard pour les Valplast, Lucitone, Flexite), ils sont facilement manipulables. Il est possible aussi, du fait des propriétés de ce matériau d'utiliser des crochets plus fins avec la même qualité de rétention que les résines acryliques (résistance à la fracture et résistance à la traction supérieures pour certaines résines thermoplastiques en comparaison avec les résines acryliques pour les mêmes tests). L'avantage est de permettre plus de rétention même avec moins de dents restantes, et moins de douleurs dues à une pression locale excessive.

Ceci est confirmé par les travaux d'Hamanaka et al. (15) en 2011 qui comparent différents matériaux thermoplastiques et acryliques (Valplast, Flexite, EstheShot, Reigning, PMMA). Les deux polyamides étudiés ((Valplast, Flexite) possèdent une force de flexion significativement faible, un module d'élasticité faible ainsi qu'une force d'impact plus élevée ou similaire aux résines PMMA. Cependant la force d'impact lors d'un test d'impact Charpy (force résiduelle nécessaire pour obtenir une rupture) est plus élevée pour les nylons PACM12 que pour les nylons 12. Les nylons PACM12 sont donc plus résistants aux fractures. Les polyéthylènes (EstheShot) par ailleurs montrent une force de flexion modérée, un module d'élasticité modérée et une résistance à l'impact faible. Les polycarbonates (Reigning) ont, de leur côté, une résistance à la flexion modérée, un module d'élasticité modéré et une force d'impact modérée. Cette étude démontre donc que les propriétés mécaniques des matériaux dentaires thermoplastiques par injection diffèrent les uns des autres : les praticiens doivent donc être conscients de ces différences de manière à choisir le matériau le plus adapté à leur patient pour une prothèse dentaire sans crochets métalliques.

En 2012, Ucar et al. (47) déterminent que malgré une très bonne résistance aux fractures, le module d'élasticité des polyamides n'est pas suffisamment élevé pour égaler les standards des matériaux PMMA. Au niveau des implications cliniques, les polyamides ont beaucoup d'avantages très attractifs, mais ils requièrent des modifications afin de présenter des propriétés mécaniques aussi bonnes que celles des matériaux PMMA.

Après avoir effectué des tests mécaniques sur différents matériaux polyamides et acryliques, Soygun et al. (43) remarquent que sur l'ensemble des matériaux testés, les plus hautes valeurs sont observées pour les Valplast. Cependant, même s'il possède une bonne résistance mécanique, son module d'élasticité n'est pas assez élevé pour se comparer aux standards des matériaux PMMA.

L'étude de Abhay et al. (1) en 2013 compare différents polyamides. Ils concluent que le Valplast possède la plus grande résistance à l'impact, De-Flex possède la plus faible résistance à la flexion alors que le Bre-flex a la plus grande résistance à la flexion et à l'impact. Valplast peut donc être utilisé sur des petits édentements, en tant que prothèse transitoire. De-flex devrait être utilisé pour des édentements plus étendus, pour des durées courtes, en tant que prothèse transitoire. Bre-flex, de par ses caractéristiques, est peu avantageux pour une utilisation clinique.

Une étude publiée en 2013 nous donne plus d'informations. Wadashi et al. (51) comparent en effet la rigidité des prothèses résines polyamides (Valplast), des résines polyesther (Esthe Shot) et une résine conventionnelle par condensation (Physio Resin). Ils en concluent aussi que les prothèses dentaires en polyamide ont le plus faible module d'élasticité. Mais, ils pensent raisonnable d'utiliser ce matériau pour remplacer des édentements de grande étendue et permettre à la pression de s'appliquer sur la base de la prothèse dentaire. Cependant, il est nécessaire, selon eux, de renforcer la structure par un cadre métallique afin d'éviter les déformations causées par les forces occlusales.

En 2014, d'autres articles sont publiés et reviennent sur ces propriétés. Fueki et al. (13) listent les propriétés physiques et mécaniques de différents matériaux selon des critères sélectionnés pour une application clinique. Ils remarquent que la plus importante propriété des polyamides est leur résistance aux fractures, mais leurs propriétés physiques varient, avec les plus faibles résistances à la flexion et module d'élasticité pour Bioplast, et les plus élevés pour Ultimate. Les différences entre la résistance à la flexion et le module d'élasticité sont souvent utilisés pour choisir le matériau au niveau des lignes de plus grand contour des dents. Mais la résistance à l'impact peut varier énormément entre les différents matériaux indépendamment de la résistance à la flexion et du module d'élasticité. (13)

Wieckiewicz et al. (53) étudient la flexion des crochets en polyamide. Ils concluent que des crochets rétentifs avec une flexibilité constante au cours du temps sont essentiels pour une prothèse polyamide avec crochets non métalliques. Ils étudient aussi l'impact du cycle thermique sur les propriétés de flexion des polyamides. Après avoir artificiellement vieilli les polyamides 12 (respectivement 1000, 3000, 7000 thermocycles), il semble que le module d'élasticité ne montre que de très infimes différences. Les différentes valeurs obtenues ne sont pas statistiquement significatives.

Deux études s'intéressent à l'effet du thermocyclage sur les propriétés de flexion des polyamides. L'une, publiée en 2012 par Takahashi et al. (45), remarque que le thermocyclage diminue significativement la résistance à la flexion d'un des polyamides (Valplast) ainsi que de la résine PMMA (Acron) et, *a contrario*, en augmente significativement la résistance pour le deuxième polyamide (Lucitone). On retrouve les mêmes résultats concernant le module d'élasticité qui diminue significativement pour le Valplast et augmente significativement pour Lucitone, le PMMA, le polycarbonate (Reignining) et le polyéthylène (EstheShot). De plus, le cycle thermique diminue significativement la résistance à l'impact du Lucitone et du polycarbonate. La conclusion de cette publication est que les propriétés mécaniques des résines dentaires thermoplastiques par injection changent après le thermocyclage.

L'autre étude, publiée en 2015 par Ayaz et al. (3), montre qu'il existe une différence significative entre les résines PMMA et les polyamides en termes de rugosité de surface, dureté et force transversale avant et après le thermocyclage ($p < 0,001$). Cependant le thermocyclage ne modifie pas significativement les valeurs de rugosité de surface, de dureté et de force transversale de l'un ou l'autre groupe ($p > 0,001$).

En 2012, Ucar et al. (47) comparent différents types de résines dont une résine polyamide, le De-Flex, et des résines acryliques (Méliodent, SR-Ivocap). Les résultats obtenus sur l'échantillon de Deflex ont montré une rigidité plus faible par rapport aux autres résines acryliques. On observe les mêmes résultats pour la dureté des Deflex.

En 2014, Sha et al. (38) semblent confirmer ces résultats. Ils observent, en effet, que les PMMA (Meliodent) montrent une meilleure dureté lorsqu'ils sont comparés aux résines polyamides (Valplast). Ce résultat peut être attribué à un ratio monomère-polymère élevé et à la présence de monomère méthyl-méthacrylate. Cependant, on retrouve des agents de réticulation dans ces matériaux, ce qui aurait un lien avec leur dureté (on retrouve moins d'agents de réticulation dans les résine polyamides).

En 2013, une étude de Wadachi et al. (51) comparent deux résines thermoplastiques (le polyamide Valplast et le polyester EsteShot) et une résine acrylique conventionnelle (Physio Resin). Après avoir utilisé ces résines pour fabriquer une prothèse remplaçant deux dents, ils y appliquent une force de 100 N et mesurent la pression subie par la prothèse et sa déformation. Les prothèses en résines polyamides montrent le plus de déformation, exercent la plus importante pression sur les muqueuses et ce de façon significative par rapport aux autres résines. Il est donc nécessaire pour des édentements étendus de renforcer la structure polyamide avec du métal.

Macura-Karbownik et al. (31) en 2016 comparent l'efficacité masticatoire (en degré de fragmentation des aliments) et les forces occlusales sur des résines acétal, polyamide (Valplast) et PMMA. Ils notent une augmentation marquée de l'efficacité masticatoire et des forces occlusales au cours du temps pour les résines acétal et PMMA alors que les résines polyamides montrent une efficacité masticatoire et des forces occlusales plus faibles.

1.3 Précision dimensionnelle des matériaux dentaires à base nylon

La stabilité dimensionnelle des résines polyamides est étudiée d'abord par Stafford et al. (42) puis en 2004 par Parvizi A et al. (36) Ils comparent de la stabilité dimensionnelle entre un matériau dentaire base nylon moulé par injection (Valplast), un PMMA traité conventionnellement (Microlon), un PMMA moulé par injection (SR-ivocap) et un styrène moulé par injection (Northern). Tous les matériaux présentent un certain degré de contraction à la fin de chaque processus. La contraction de prise est plus élevée pour le Valplast (2,5% en la section transversale) soit 2,8 fois plus importante que le PMMA traité conventionnellement. Le styrène présente la plus faible contraction de prise. Ils concluent que les variations dimensionnelles du nylon sont cliniquement significatives et peuvent avoir des conséquences sur l'adaptation finale de la prothèse.

En 2014, Wada et al. (50) comparent différents résines polyamides et des résines acryliques. Il en résulte que certaines résines thermoplastiques de types polyester (EstheShot, EstheShot-

Bright) et polyamide (Lucitone FRS) ont une précision dimensionnelle suffisante pour pouvoir incorporer dans leur structure un cadre métallique. De plus, une deuxième cuisson de la résine polyester (EstheShot Bright), de la résine polyamide (Lucitone FRS) et de la résine polycarbonate (Reigning Resin) augmente leur stabilité.

1.4 Rugosité et état de surface

La rugosité de la surface d'un matériau dentaire est un élément important à prendre en compte pour le confort du patient. Il s'agit en effet de diminuer au maximum la rugosité par polissage afin d'empêcher l'attachement de la plaque ou des colorations et d'améliorer la sensation en bouche (38,4,26).

En 2005, Satoh et al. (38) montrent que les polyamides possèdent une surface plus rugueuse par comparaison avec les résines acryliques.

Abuzar et al. (2) en 2010 comparent la surface entre des polyamides (Flexiplast) et des acryliques (Vertex) avant et après polissage. Ils observent que les polyamides sont plus rugueux que les PMMA avant et après polissage. En effet un polyamide non poli peut être affecté dans un certain degré par la désintégration de la surface du modèle, lorsque celle-ci est soumise à haute température ou lors de la pression subie pendant l'injection dans le modèle (2).

Bahrani et al. (4) étudient les techniques de polissage conventionnelles effectuées sur les surface des polyamides et mettent en évidence que cela permet d'adoucir suffisamment leur surface pour rentrer sans problème dans les standards cliniques.

En 2014, Kawara et al. (26) comparent la rugosité de surface de deux résines polyamides (Valplast, Lucitone), deux résines polyesters (EstheShot, EstheShot Bright) et de deux résines PMMA (Urban, Pro-cast) en utilisant un test d'érosion. Ils concluent que la surface des résines thermoplastiques utilisées comme matériau dentaire est plus facilement abîmée par rapport à celle des résines PMMA.

1.5 La liaison avec les autres matériaux prothétiques

L'étude de la force de liaison des résines dentaires est très importante pour les applications cliniques, comme les réparations ou les ajouts d'éléments sur prothèse.

En 1955, l'étude clinique de Watt (52) montre que la solidité de cette liaison varie beaucoup entre les matériaux, indépendamment des valeurs des modules de flexion ou des modules d'élasticité (module de Young). Ils observent donc que, comme les polyamides ne se lient pas

aux résines autopolymérisables, les réparations et les adjonctions sont difficiles et doivent être effectuées en laboratoire.

Dogan et al. (6) en 2007 étudient différentes méthodes et techniques de liaison entre les fibres polyamides (nylon 6, nylon 6/6), polyester, de verre alumino-borosilicate (E-Glass), et rayonne avec les résines par condensation (Meliodent). En 2008, Vojdani et al. (49) montrent que la force de liaison des matériaux réparés augmente significativement après un traitement chimique des surfaces prothétiques dentaires. Cependant, le nylon réagit difficilement avec le gel de mordantage et le primaire des résines auto-polymérisables. Les traitements par polissage, la poudre d'alumine et le primaire ne sont pas assez efficaces pour créer un lien suffisamment solide.

En 2009, Katsumata et al. (25) comparent la force de liaison d'une résine auto-polymérisable (Quick Acron) et d'une résine dentaire polyamide nylon dentaire (Lucitone FRS) soumises à différents traitements de surface et comparées avec une résine par condensation et un polymère polycarbonate. Ils étudient également l'effet du thermocyclage. Le traitement des surfaces est effectué par : la poudre d'alumine, l'adhésif primaire de la résine, la poudre d'alumine et l'application d'un adhésif, et la poudre de silice (Rocatec system). Ils concluent que la force de liaison diminue fortement pour tous les groupes de nylons excepté celui traité avec le system Rocatec.

Ainsi, un traitement des surfaces avec de la poudre de silice augmente significativement la force de liaison entre les résines polyamides et les résines auto-polymérisables utilisées pour les réparations et les adjonctions.

Une autre étude menée par Hamanaka et al. (17) en 2014 étudie la liaison des polyamides après utilisation de différents traitements de surface : poudre abrasive d'aluminium, dichlorométhane, éthyl acétate, résine 4-META/MMA-TBB, revêtement tribochimique de silice. Ils effectuent ces tests sur les polyamides Valplast et Lucitone FRS. Ils concluent que le revêtement tribochimique de silice suivie par l'application de résine 4-META/MMA-TBB permettent, après le cycle thermique, la meilleure force de liaison avec les polyamides.

Korkmaz et al. (28) en 2013 évalue la force de liaison entre deux prothèses acryliques (Rodex, Paladent), une prothèse polyamide (Deflex) traitées et un groupe contrôle non traité avec une base dentaire souple en silicone (Molloplast). Les prothèses sont préparées avec le revêtement de silicone puis traitées par abrasion avec de la poudre d'alumine ou au laser Er,Cr :YSGG à différentes longueurs d'ondes. Les différents groupes traités par laser montrent une force de liaison au silicone plus élevée par rapport au groupe contrôle. La plus forte liaison est observée parmi les polyamides traités par laser YSGG, la plus faible étant observée dans le groupe traité avec de la poudre d'alumine.

2. Esthétique et biocompatibilité

2.1 Stabilité des couleurs et résistance aux colorations exogènes

En 2003, Lai et al. (30) étudient la stabilité des couleurs dans les matériaux silicones, polyamides et acryliques :

- Une solution de café produit la plus grande décoloration sur les matériaux silicones (Gingivamol) suivis par les copolyamides (Flexite suprême) et deux autres résines acryliques (QC-20 et Vertex)
- Dans une solution de thé, les copolyamides ont les plus grands changements de colorations là où les autres résines n'en présente que peu.

Tous ces matériaux sont relativement stables quand ils sont exposés à l'air ou dans l'eau (étude sur 6 mois). Le changement de couleur des silicones et des copolyamides dans une solution de café (après 180 jours d'exposition) sont supérieurs à 3 NBS (National Bureau of Standards) unités, ce qui est assez conséquent et peut être considéré comme cliniquement inacceptable.

L'étude de Ferracane et al. (10) en 2006 précise que les variations importantes de couleur chez les matériaux dentaires en nylon seraient dues à leur hydropscopie et leurs propriétés de sorption de l'eau élevées.

Une autre étude par Sepulveda Navarro et al. (39) en 2011 comparent la stabilité de couleur entre deux résines acryliques (Lucitone 550 t VipiCril) et un nylon thermoplastique (Transflex) dans différents breuvages (café, coca cola, vin rouge, eau distillée) en utilisant un spectromètre sensible aux ultra-violets.

La solution responsable du plus grand changement de coloration est le vin rouge suivi de près par le café. Ils notent aussi un changement significatif de couleur du Transflex après 15 jours d'exposition au coca.

Enfin, une étude effectuée en 2015 par Sha et al. (41) compare de la stabilité de couleur de six matériaux dentaires thermoplastiques (3 polyamides, 2 polycarbonates, 1 polyéthylène téréphtalate) après avoir été trempés dans des solutions de café et de curry pendant 60 heures. Trois résines polyamides (Valplast, Lucitone FRS et Flexite) montrent un changement important de couleur dans la solution de curry. De plus, le Valplast et le Flexite montrent de même un important changement de coloration après exposition au café.

Une étude menée par Hamed Rad et al. (18) en 2003, conclut qu'après un vieillissement artificiel d'une prothèse PMMA (Triplex) et d'une prothèse polyamide (Bredent Flex) par une

exposition aux UV pendant 100 et 200 heures, les deux présentaient une dégradation de couleur. Mais cette dégradation reste cliniquement acceptable pour ces deux matériaux.

2.2 Effets des solutions désinfectantes sur les prothèses dentaires polyamides

La prothèse amovible polyamide, comme toutes les prothèses dentaires, nécessite un entretien régulier.

Deux études menées par Freitas (11,12) en 2011 et 2014 étudient l'effet des solutions désinfectantes de prothèse sur la formation de biofilm *Candida* sur une résine polyamide (Flexite) et une résine PMMA. Le biofilm est récolté, le nombre de cellules vivantes et l'activité enzymatique sont ensuite quantifiés (colony unit/mm³).

Le biofilm *Candida* augmente significativement sur les résines polyamides, ce qui laisse penser que ces résines ont une surface plus facile à coloniser pour les micro-organismes.

L'étude montre aussi que les solutions désinfectantes de prothèse, avec ou sans enzymes, sont efficaces pour contrôler le biofilm *Candida*, que ce soit pour les polyamides ou les PMMA.

En 2013, Korkmaz et al. (28) évaluent l'effet de trois désinfectants (peroxyde alcalin pendant 30 minutes, hypochlorite de sodium 1% pendant 10 minutes ; solution de polymère-guanidine 0,1% pendant 5 minutes) sur la rugosité, la dureté et la coloration de deux polyamides (Valplast et Deflex), un PMMA (Rode) et une résine acrylique contrôle (Meliodent). La rugosité des polyamides augmente fortement après 20 jours d'immersion dans les trois désinfectants, quelle que soit la solution utilisée. Aucun changement de couleur n'est noté. Par contre, une diminution de la dureté est observée.

Une autre étude effectuée en 2014 sur une période plus longue (30 jours) par Polychronakis et al. (37) évalue l'effet de deux désinfectants dentaires (Val-Clean et Corega) sur la rugosité de surface et la coloration d'une résine polyamide (Valplast) et d'une résine PMMA. Aucun changement de coloration n'est noté sur les deux résines, quel que soit la solution désinfectante utilisée. Ils notent aussi que la rugosité de surface de la résine PMMA augmente après l'immersion dans le Corega, mais ne constatent aucun changement significatif pour le Valplast.

2.3 Evaluation de la cytotoxicité des polyamides

La toxicité des prothèses dentaires en résine est surtout due aux monomères libres résiduels lors de la polymérisation. Mais il arrive qu'ils soient libérés par l'usure ou l'érosion de surface ou même par l'action de la salive. (41)

Uzun et al. (47) en 2013 comparent la cytotoxicité à long terme des prothèses résines polyamides (Deflex) et acryliques (QC 20). Ils exposent ces résines à de la salive artificielle (standards ISO 10993) pendant 24h, 1 semaine et 8 semaines (avec un groupe contrôle sans exposition salivaire). A court terme, les deux matériaux ont le même effet toxique et atteignent la plus haute toxicité après 8 semaines d'usure.

Les profils de toxicité des polyamides et des résines PMMA sont comparables à long terme (8 semaines) et sont considérés comme cliniquement acceptables.

3. Matériaux les plus couramment utilisés et leurs applications cliniques

Les matériaux polyamides les plus fréquemment retrouvés dans la littérature scientifique sont les résines Valplast, Lucitone FRS et Flexite. Ces matériaux sont plus résistants mécaniquement que les acryliques conventionnelles, ce qui permet de réaliser des prothèses plus fines et moins encombrantes. La rétention est assurée au niveau du collet de la dent, avec un espacement pratiqué au niveau de la gencive adhérente de la dent support de crochet, afin d'éviter tout appui traumatisant. (29)

4.1 La résine Valplast (Unival)

Le Valplast est une résine polyamide développée à partir d'un type de nylon (nylon 12, formule chimique $\{CO(OH_2)_{11}NH\}_n$). Par rapport aux résines acryliques, son module d'élasticité est plus faible, mais son module de flexion est plus élevé. La surface du matériau est plus souple, facilement déformable et élastique. Même s'il peut être fracturé, il est capable de résister à des forces occlusales élevées ou à un traumatisme occlusal important. (44,18, 48). Les bases sont plus fines que de l'acrylique conventionnelle et sont perçues comme moins encombrantes par la plupart des patients.

Une couleur unique est disponible, de type rose translucide, lui permettant de se fondre avec la gencive, garantissant un bon rendu esthétique. (19)

Il reste cependant sujet à une contraction de prise importante (36), le rendant peu fiable sur de grands édentements. La surface de cette résine s'abîme vite et perd de son lustre au fur et à mesure des insertions-désinsertions de la prothèse, colorant ainsi la prothèse et augmentant sa rugosité (23). Ce défaut peut être corrigé par un passage au laboratoire de prothèse. Cette résine reste très difficile à modifier et à polir au fauteuil, rendant les ajustements de rétention ou de confort assez délicats (46, 35). En outre, la surface a tendance à retenir la plaque et les colorations. Enfin, il ne se lie pas chimiquement aux résines autopolymérisables, rendant le passage au laboratoire de prothèse obligatoire pour toute réparation ou ajout. (22, 13)

Les applications courantes de cette résine concernent : (21,22)

- les édentements encastrés postérieurs avec piliers possédant des contre-dépouilles.
- les édentements antérieurs d'une à deux dents ne nécessitant pas de rétention importante ou de crochets (18,19)

Les bases sont plus fines que pour les résines acryliques conventionnelles et sont perçues comme moins encombrantes par la plupart des patients. (21)

Sur de plus larges édentements, le matériau s'adapte moins bien : à cause de son élasticité, la prothèse tend à bouger lors de la mastication et le patient ressent moins le degré de morsure, diminuant ainsi l'efficacité de la mastication (31). Pour augmenter la rigidité du matériau, on peut ajouter une armature métallique (48, 29).

C'est un matériau idéal pour des prothèses transitoires ou portées occasionnellement.

4.2 La résine Lucitone FRS (Dentsply International)

Le Lucitone FRS est une résine polyamide possédant une excellente stabilité, un très bon rendu esthétique et fonctionnel. Il est composé d'un polyamide micro-cristallin de haute qualité, ce qui permet d'obtenir une surface particulièrement souple et adaptée, empêchant efficacement l'apparition de frottements ou de blessures. Il est plus résistant que le Valplast et résiste mieux aux fractures, ce qui augmente sa longévité. Sa surface est plus résistante à l'usure, ce qui facilite le polissage et rend plus difficile l'attachement du tartre et des colorations. (51, 49, 22) Cependant, la résine Lucitone peut être sujet aux fractures si la base de la prothèse est trop fine. Il perd son adaptation avec le temps, rendant parfois nécessaire l'utilisation d'un crochet ou d'un renfort métallique. De plus, il a tendance à s'assombrir avec le temps. Comme le Valplast, il ne se lie pas aux résines auto polymérisables, rendant le passage au laboratoire de prothèse obligatoire pour toute réparation ou ajout. (51, 49, 22)

Les applications courantes de cette résine concernent : (12, 13)

- Les petits édentements avec forces occlusales faibles, ne nécessitant pas de rétention importante.
- Cette résine est indiquée plutôt pour les secteurs esthétiques (incisives-prémolaires). Pour de plus grand édentement, il est nécessaire d'ajouter des renforts et des crochets métalliques.

4.3 La résine Flexite (Flexite Compagny)

Le Flexite est le matériau le plus utilisé. Il possède de nombreux avantages comme sa très grande souplesse, sa résistance aux fractures, son esthétique. Il possède un module d'élasticité faible. C'est un matériau très résistant à la flexion et aux fractures, il est considéré comme cliniquement incassable. (19) Sa résistance permet de fabriquer des bases de prothèse plus fines, le rendant moins encombrant et plus confortable. Le Flexite existe en plusieurs teintes pour s'adapter aux différentes teintes de gencive. On distingue en général cinq teintes (Crystal, Light Pink, Pink, Medium Meharry, Dark Meharry). Le matériau étant légèrement translucide, le rendu esthétique est excellent. (19) Les retouches et le polissage au fauteuils sont possibles en utilisant des fraises tungstène à basse vitesse pour ne pas abimer par échauffement le matériau. Les crochets peuvent être activés en trempant la prothèse dans de l'eau bouillante et en les

replongeant dans de l'eau froide tout en maintenant le crochet avec une pince. Il est donc plus facilement ajustable et manipulable.

Cependant, comme avec les autres polyamides, la liaison avec des résines auto-polymérisables est impossible. (42, 29, 39, 12, 18)

Les applications courantes de cette résine concernent : (12,18)

- Les édentements encastrés une à deux dents avec appuis occlusaux (Ackers).
- Le remplacement provisoire du secteur antérieur après extraction.
- Les édentements plus importants, si le matériau est combiné avec un stellite.
- Les édentements unilatéraux, si le matériau est combiné avec un stellite et avec un crochet métallique.
- La prothèse complète chez les patients pratiquant des métiers avec de hauts risques traumatiques.

Les valeurs des propriétés de flexion du Vlaplast et du Lucitone sont énumérées dans les tableaux suivants à partir des travaux effectués par Fueki et al.(13) dans leur article publié en 2014. Ceux-ci ont été obtenus à partir de différentes études scientifiques mais de nombreux autres matériaux restent à étudier. Les propriétés physiques des différents polyamides varient beaucoup suivant le type d'étude effectué indiquant donc la nécessité d'une évaluation objective de ces matériaux dans les mêmes conditions. (13, 14, 22, 42)

	Données du fabricant	Takahashi (45)	Takabayashi (44)	Hamanaka (15)	Katsumata (25)
Bioplast	27+ /- 10	-	-	-	-
Valplast	78-98 (converti en MPa)	27-42	35-41	13,7+/-0,8	-
Flex Star V	>30	-	-	-	-
Lucitone FRS	60-65	-	70-78	22 ,3 + /-0,9	83,6+/-3,3
Ultimate	60 (test de traction)	-	-	-	-

Tableau 2. Valeurs de flexion des matériaux thermoplastiques polyamides (MPa)
(13, 45, 44, 15, 25)

	Données du fabricant	Takahashi (45)	Takabayashi (44)	Hamanaka (15)	Katsumata (25)
Bioplast	540 +/-50	-	-	-	-
Valplast	1471-1765 (convertis en MPa)	800-1400	826+/-111	1045+/-110	-
Flex Star V	>650	-	-	-	-
Lucitone FRS	1330-1360	-	1639+/-88	1450+/-50	1380+/-70
Ultimate	1600 (test de traction)	-	-	-	-

Tableau 3. Module d'élasticité des matériaux thermoplastiques polyamides (MPa)
(13, 45, 44, 15, 25)

La méthode de fabrication est quasiment la même que celle employée pour la fabrication d'un appareil résine, à savoir la méthode de la résine injectée. On rajoute une étape, le duplicata de modèle (comme pour les stellites), afin de pouvoir ajouter une fine couche de cire sous les crochets, pour les espacer de la gencive et éviter un appui compressif traumatisant. L'espace ne doit pas être trop important pour ne pas retenir le bol alimentaire. (16)

Ces appareils sont toutefois contre indiqués dans un contexte de parodontite aiguë et nécessitent des contrôles réguliers chez les patients souffrant de parodontite chronique ou ayant un parodonte fragile. (11, 37)

Ils demandent en outre une hygiène plus rigoureuse, le matériau accrochant plus facilement le tartre et les colorations. Pour un entretien régulier, la prothèse doit être brossée tous les soirs avec une brosse à dent souple et rincée à l'eau ou dans une solution de nettoyeur dentaire sans ammoniaque. Il ne faut utiliser aucun produit corrosif tel que l'eau de Javel ou de blanchiment. (43). L'appareil peut néanmoins être nettoyé aux ultrasons à la visite annuelle chez le dentiste.

En 2013, l'étude de Ito et al. (20) sur 18 patients se plaignant de leur prothèse PMMA qu'ils ne supportaient plus. Un questionnaire leur est distribué après l'insertion d'une prothèse polyamide (prothèses Valplast ou Flexite).

L'observation portait sur un an. Après avoir reçu et analysé tous les questionnaires, il est apparu que la prothèse polyamide a montré une performance stable dans le temps, une bonne stabilité, une bonne résistance et une bonne esthétique. Tous les patients de cette étude ont donné leur préférence aux prothèses flexibles pour leur confort et leur esthétique.

Conclusion

Nous avons donc évoqué les propriétés physiques et mécaniques des polyamides dans cette étude. Bien que la résistance à la flexion, le module d'élasticité et la rigidité des prothèses dentaires polyamides soient relativement faibles, ces résines démontrent une bonne résistance aux chocs, une bonne solidité et une bonne résistance aux fractures, ce qui reste leur principal atout (la prothèse est souvent qualifiée d'« incassable »). (19)

Cependant, leurs propriétés physiques et mécaniques varient selon le matériau utilisé. Ainsi, Bioplast possède la plus faible résistance à la flexion et le plus faible module d'élasticité et Ultimate les plus élevés. Ces différences, principalement en force de flexion et en module de flexion, permettent de choisir le matériau qui convient le mieux selon l'anatomie des dents, en prenant particulièrement en compte la ligne de plus grand contour qui doit être suffisamment dégagée pour assurer une rétention correcte. (13, 17, 46, 45)

Utiliser ces matériaux pour des crochets sur prothèse amovible acrylique a surtout l'avantage de l'esthétique associé à une rétention correcte. (47)

Un des inconvénients des résines polyamides est leur liaison très faible aux résines auto-polymérisables, ce qui nécessite l'intervention du laboratoire de prothèse pour toute modification ou réparation. Cependant, des études sont en cours pour améliorer ce problème en utilisant par exemple une préparation préalable avec de la silice (Rocatec system). (7, 16, 25, 48)

De plus, ces matériaux montrent un certain degré d'instabilité des couleurs selon certains contextes (exposition à certains aliments, boissons) et un mauvais vieillissement de la couleur. Les changements de colorations sont plus importants comparés aux résines acryliques notamment lors de l'exposition à des aliments comme le curry ou le café.

Selon le peu d'études encore publiées, la forte contraction thermique du Valplast le rend peu fiable pour les édentements multiples, posant là aussi une des limites principales de ce matériau. (10, 18, 30, 39, 41)

Utiliser un désinfectant pour nettoyer ces prothèses accentue la rugosité des surfaces prothétiques, et à long terme augmente la cytotoxicité. Il est démontré aussi que les polyamides présentent des surfaces plus rugueuses que d'autres matériaux résines, et qu'ils subissent par conséquent une plus forte colonisation bactérienne ou fongique. (11,12, 28, 37)

C'est pourquoi la sélection de résines thermoplastiques, dans le cadre d'une réhabilitation prothétique dentaire, doit être précédée d'une bonne connaissance des propriétés des résines polyamides. De plus, la forme et les modifications du matériau doivent être adaptées soigneusement au cas particulier de chaque patient.

On peut donc conclure qu'à l'heure actuelle nous en savons encore peu sur les matériaux polyamides en Odontologie, d'autant plus que leur utilisation en Odontologie reste assez récente et peu développée. Peu d'études ont été faites sur les applications courantes de ces matériaux et leur acceptation par les praticiens en odontologie comme par les patients. C'est un domaine récent en Prothèse Amovible qu'il serait intéressant de développer.

Bibliographie

1. ABHAY PN, KARISHMA S.

Comparative evaluation of impact and flexural strength of four commercially available flexible denture base materials: an in vitro study.

J Indian Prosthodont Soc. 2013 ;13(4):499-508.

2. ABUZAR MA, BELLUR S, DUONG N, KIM BB, LU P, PALFREYMAN N.

Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate).

J Oral Sci. 2010 ;52(4) :577-81.

3. AYAZ EA, BAGIS B, TURGUT S.

Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins.

J Appl Biomater Funct Mater. 2015 ;13(3): e280-6.

4. BAHARANI F, SAFARI A, VOJDANI M, KARAMPOOR G.

Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods.

World J Dent. 2012; 3: 171–175.

5. CAMPBELL SD, COOPER L, CRADDOCK H, HYDE TP, NATTRESS B, PAVITT SH.

Removable partial dentures: The clinical need for innovation.

J Prosthet Dent. 2017; 118(3) :273-80.

6. DIFFEN

Absorption vs Adsorption - Difference and Comparison

https://www.diffen.com/difference/Absorption_vs_Adsorption

7. DOGAN OM, BOLAYIR G, KESKIN S, DOGAN A, BEK B, BOZTUG A.

The effect of esthetic fibers on impact resistance of a conventional heat-cured denture base resin.

Dent Mater J. 2007; 26(2):232-9.

8. DURKAN R, AYAZ EA, BAGIS B, GURBUZ A, OZTURK N, KORKMAZ FM.
Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers.
Dent Mater J. 2013; 32(3):367-75.
9. ENCYCLOPEDIA BRITANNICA
Major industrial polymers - Polyamides
<https://www.britannica.com/topic/industrial-polymers-468698>
10. FERRACANE JL.
Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks.
Dent Mater. 2006; 22(3): 211-22.
11. FREITAS FERNANDES FS, PEREIRA-CENCI T, DA SILVA WJ, FILHO APR, STRAIOTO FG, DEL BEL CURY AA.
Efficacy of denture cleansers on *Candida* spp. Biofilm formed on polyamide and polymethyl methacrylate resins.
J Prosthet Dent. 2011; 105(1): 51-8.
12. FREITAS-FERNANDES FS, CAVALCANTI YW, RICOMINI FILHO AP, SILVA WJ, DEL BEL CURY AA, BERTOLINI MM.
Effect of daily use of an enzymatic denture cleanser on *Candida albicans* biofilms formed on polyamide and poly(methyl methacrylate) resins: an in vitro study.
J Prosthet Dent. 2014; 112(6): 1349-55.
13. FUEKI K, OHKUBO C, YATABE M, ARAKAXA I, ARITA M, INO S.
Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II : Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures.
J Prosthodont Res. 2014; 58(2): 71-84.
14. GOIATO MC, FREITAS E, DOS SANTOS D, DE MEDEIROS R, SONEGO M.
Acrylic resin cytotoxicity for denture base--literature review.
Adv Clin Exp Med. 2015;24(4): 679-86.
15. 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. 2014; 72(8): 859-65.
16. HAMANAKA I, SHIZIMU H, TAKAHASHI Y.
Bond strength of a chairside autopolymerizing reline resin to injection-molded thermoplastic denture base resins.
J Prosthodont Res. 2017; 61(1): 67-72.

17. HAMANAKA I, TAKAHASHI Y, SHIMIZU H.
Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins.
Acta Odontol Scand. 2011; 69(2): 75-9.
18. HAMEDIRAD F, GHAFARI T, TAMGAJI R.
Evaluation of the color stability of methyl methacrylate and nylon base polymer.
J Dent (Shiraz). 2017; 18(2): 136-42.
19. HAUTEVILLE DA.
Les nylons type flexite-valplast en prothèse dentaire adjointe.
Conseil Dentaire 2016.
<https://conseildentaire.com/2016/01/03/les-nylons-type-flexite-valplast-en-prothese-dentaire-adjointe>
20. ITO M, WEE AG, MIYAMATO T, KAWAI Y.
The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: A clinical report.
J Prosthet Dent. 2013; 109(1): 5-8.
21. IWATA Y.
Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures.
J Prosthodont Res. 2015 ;60 ;114-122
22. JAIKUMAR RA, KARTHIGEYAN S, ALI SA, NAIDU NM, KUMAR RP, VIJAYALAKSHMI K.
Comparison of flexural strength in three types of denture base resins: An in vitro study.
J Pharm Bioallied Sci. 2015; 7(Suppl 2): S461-464.
23. JAZIRI M
Nomenclature, classification et formules chimiques
<https://materiaux.weebly.com/uploads/2/0/8/9/2089615/nomenclature.doc>
24. JO LJ, SHENOY KK, SHETTY S.
Flexural strength and hardness of resins for interim fixed partial dentures.
Indian J Dent Res. 2011; 22(1): 71-6.

25. KATSUMATA Y, HOJO S, HAMANO N, WATANABE T, YAMAGUCHI H, OKADA S, ET AL.
Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer.
Dent Mater J. 2009; 28(4): 409-18.
26. KAWARA M, IWATA Y, IWASAKI M, KOMODA Y, IIDA T, ASANO T, ET AL.
Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures.
J Prosthodont Res. 2014; 58(1): 35-40.
27. KIM JH, CHOE HC, SON MK.
Evaluation of adhesion of relined resins to the thermoplastic denture base resin for non-metal clasp denture.
Dent Mater J. 2014 ;33(1):32-8.
28. KORKMAZ FM, BAGIS B, OZCAN M, DURKAN R, TURGUT S, ATES SM.
Peel strength of denture liner to PMMA and polyamide : laser versus air-abrasion. J Adv Prosthodont. 2013 ;5(3):287-95.
29. KURT A, ERKOSE-GENC G, UZUN M, SARI T, ISIK-OZKOL G.
The effect of cleaning solutions on a denture base material: elimination of candida albicans and alteration of physical properties.
J Adv Prosthodont. 2013; 5(3): 287-95.
30. LAI Y, LUI H, LEE S.
In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials.
J Prosthet Dent. 2003; 90(3): 293-300.
31. MACURA-KARBOWNIK A, CHLADEK G, ŻMUDZKI J, KASPERSKI J.
Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers.
Acta Bioengineer Biomech 2016; 18: 128-34.
32. MAHROSS HZ, MOHAMED MD, HASSAN AM, BAROUDI K.
Effect of cigarette smoke on surface roughness of different denture base materials.
J Clin Diagn Res. 2015; 9(9): ZC39-ZC42.
33. NASUTION H, KAMONKHANTIKUL K, ARKSORNNUKIT M, TAKAHASHI H.
Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load.
J Prosthodont Res. 2018; 62(1): 44-9.

34. NGUYEN LG, KOPPERUD HM, ØILO M.
Water sorption and solubility of polyamide denture base materials.
Acta Biomater Odontol Scand. 2017; 3(1): 47-52.
35. OSADA H, SHIMPO H, HAYAKAWA T, OHKUBO C.
Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force.
Dent Mater J. 2013; 32(3): 381-9.
36. PARVIZI A, LINDQUIST T, SCHNEIDER 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. 2004; 13(2): 83-9.
37. POLYCHRONAKIS NC, POLYZOIS GL, LAGOUVARDOS PE, PAPADOPOULOS TD.
Effects of cleansing methods on 3-D surface roughness, gloss and color of a polyamide denture base material.
Acta Odontol Scand. 2015; 73(5): 353-63.
38. SATOH Y, MARUO T, NAGAI E, OHTANI K, AKITA N, EMA S, ET AL.
Studies on a superpolyamide for denture base: surface roughness.
J Dent Pract Admin. 2005; 39: 352–357.
39. SEPULVEDA-NAVARRO WF, ARANA-CORREA BE, FERREIRA BORGES CP, HABIB JORGE J, URBAN VM, CAMPANHA NH.
Color stability of resins and nylon as denture base material in beverages.
J Prosthodont. 2011; 20(8): 632-8.
40. SHAH J, BULBULE N, KULKARNI S, SHAH R, KAKADE D.
Comparative evaluation of sorption, solubility and microhardness of heat cure polymethylmethacrylate denture base resin and flexible denture base resin.
J Clin Diagn Res. 2014; 8(8): ZF01-ZF04.
41. SHAH VR, SHAH DN, CHAUHAN CJ, DOSHI PJ, KUMAR A.
Evaluation of flexural strength and color stability of different denture base materials including flexible material after using different denture cleansers.
J Indian Prosthodont Soc. 2015; 15(4): 367-73.
42. STAFFORD GD, HUGGETT R, MACGREGOR AR, GRAHAM J.
The use of nylon as a denture-base material.
J Dent. 1986;14(1): 18-22.

43. SOYGUN K, BOLAYIR G, BOZTUG A.
Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials.
J Adv Prosthodont. 2013; 5(2): 153-60.
44. TAKABAYASHI Y.
Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures.
Dent Mater J. 2010; 29(4): 353-61.
45. TAKAHASHI Y, HAMANAKA I, SHIMIZU H.
Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins.
Acta Odontol Scand. 2012;70(4): 297-302.
46. TUNA EB, ROHLIG BG, SANCAKLI E, EVLIOGLU G, GENÇAY K.
Influence of acrylic resin polymerization methods on residual monomer release.
J Contemp Dent Pract. 2013; 14(2): 259-64.
47. UCAR Y, AKOVA T, AYSAN I.
Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials.
J Prosthodont. 2012; 21(3): 173-6.
48. UZUN IH, TATAR A, HACIMUFTUOGLU A, SARUHAN F, BAYINDIR 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. 2013; 71(5): 1267-72.
49. VOJDANI M, REZAEI S, ZAREEIAN L.
Effect of chemical surface treatments and repair material on transverse strength of repaired acrylic denture resin.
Indian J Dent Res. 2008; 19(1): 2-5.
50. WADA J, FUEKI K, YATABE M, TAKAHASHI H, WAKABAYASHI N.
A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin.
Acta Odontol Scand. 2014; 73: 33-37
51. WADACHI J, SATO M, IGARASHI Y.
Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials.
Dent Mater J. 2013; 32(3): 508-11.

52. WATT DM.

Clinical assessment of nylon as a partial denture base material.

Br Dent J. 1955; 98: 238-244.

53. WIECKIEWICZ M, OPITZ V, RICHTER G, BOENING KW.

Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material

BioMed Research International. 2014 ;150298:1-8

<https://www.hindawi.com/journals/bmri/2014/150298>

54. WIKIPEDIA

IUPAC polymer nomenclature.

https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=IUPAC_polymer_nomenclature&oldid=840645671

55. YUNUS N, RASHID AA, AZMI LL, ABU-HASSAN MI.

Some flexural properties of a nylon denture base polymer.

J Oral Rehabil. 2005; 32(1): 65-71.

Liste des tableaux présentés :

Tableau 1 : Résines thermoplastiques reconnues pour les prothèses dentaires sans métal.....**10**

Tableau 2. Force de Flexion des matériaux thermoplastiques polyamides (MPa).....**24**

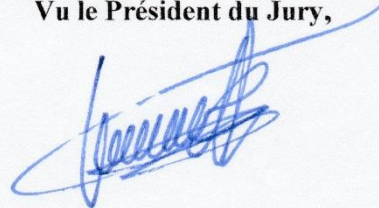
Tableau 3. Module d'élasticité des matériaux thermoplastiques polyamides (MPa).....**25**

Liste des illustrations présentées :

<u>Figure 1</u> : Formules des polyamides.....	11
---	----

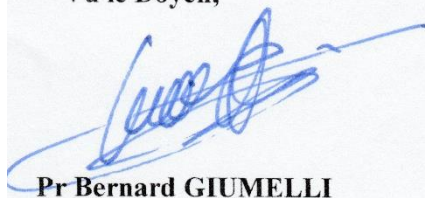
UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Vu le Président du Jury,



Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,



Pr Bernard GIUMELLI

LONG (Maylis)–La prothèse polyamide flexible : revue de littérature 41f ; ill. ; tabl. ; 55 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2018)

RÉSUMÉ : les résines polyamides utilisées pour les prothèses dentaires sont une alternative intéressante aux prothèses conventionnelles. Leurs propriétés de flexion les rendent facilement manipulables tout en étant pratiquement incassables grâce à leur haute résistance aux fractures. Leur souplesse améliore le confort en bouche et leur rendu esthétique est excellent. Elles sont utilisées le plus souvent pour des édentements encastrés ou de faible étendue mais, avec un renforcement métallique, elles peuvent s'appliquer pour tous types de prothèses.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Odontologie – Prothèse Amovible

MOTS CLÉS MESH :

Matériaux dentaires- *dental materials*

Prothèse amovible partielle – *denture partial removable*

Prothèse dentaire complète – *denture, complete*

JURY

Président : Professeur Giumelli B.

Assesseur : Docteur Le Bars P.

Assesseur : Docteur Le Lausque J.

Co-directeur : Docteur Kouadio A.

Directeur : Docteur Jordana F.

ADRESSE DE L'AUTEUR

Le Perron, 44260 Bouée

long.maylis@orange.fr