



HAL
open science

Propriétés comparées des résines thermoplastiques utilisées en prothèse amovible partielle

Mathieu Izart

► **To cite this version:**

Mathieu Izart. Propriétés comparées des résines thermoplastiques utilisées en prothèse amovible partielle. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02144618

HAL Id: dumas-02144618

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02144618>

Submitted on 31 May 2019

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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 019

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 1^{er} avril 2019

Par

Mathieu IZART

Propriétés comparées des résines thermoplastiques utilisées en prothèse amovible partielle

Dirigée par M. le Docteur Jean-Marie Cheylan

JURY

Mme. le Professeur Catherine Chaussain

Président

M. le Docteur Jean-Marie Cheylan

Assesseur

Mme. le Professeur Élisabeth Dursun

Assesseur

M. le Docteur Philippe François

Assesseur

M. le Professeur Olivier Hüe

Invité



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIEAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Mise à jour le 04 septembre 2018

Remerciements

À Mme le Professeur Catherine Chaussain

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Je vous dois beaucoup. D'une part je vous remercie d'avoir accepté de présider mon jury de thèse d'exercice. D'autre part je vous suis redevable de m'avoir accueilli au sein de votre équipe à l'hôpital, ce qui m'a permis de rencontrer tellement de gens fantastiques. Ensuite pour m'avoir poussé dans cette voie malgré mes hésitations. Enfin je dois vous remercier de votre gentillesse extrême et votre accompagnement, en tous temps. Mille mots n'y suffiraient pas. Merci encore.

À M. le Docteur Jean-Marie Cheylan

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Merci à mon directeur de thèse, qui a eu la patience de me suivre aussi longtemps ! Merci à mon patron, pour pardonner ma ponctualité parfois défaillante et mon sens de l'ordre aléatoire. Merci enfin au chirurgien-dentiste et son sens de la méthode et sa soif de communiquer sur son métier.

À Mme le Docteur Élisabeth Dursun

Docteur en Chirurgie dentaire

Ancien Interne des Hôpitaux

Docteur de l'Université Paris 13

Habilitée à diriger des recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Merci beaucoup pour votre gentillesse et votre disponibilité. J'ai eu toujours grand plaisir à échanger avec vous, avec le sentiment que la connaissance et l'intérêt pour notre métier sont autant de qualités qui peuvent rimer avec le calme et la sérénité, caractéristiques si essentielles à mes yeux.

À M. le Docteur Philippe François

Docteur en Chirurgie dentaire

Assistant Hospitalo-Universitaire, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Merci. Un grand merci. Je te dois beaucoup, plus que tu ne l'imagines. Je te dois d'avoir retrouvé le goût d'une discipline que je méconnaissais. Je te dois d'avoir encore la volonté de poursuivre la pratique hospitalière. Je te dois la curiosité et les connaissances qui l'accompagnent. Merci encore pour ton énergie hors du commun, ton savoir encyclopédique, ton humilité, ton amabilité et ta bonne humeur, en toutes circonstances. Merci pour tous ces formidables moments que l'on a passés ensemble. Continue ainsi, car j'aime beaucoup ce que tu fais...

À M. le Professeur Olivier Hüe

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Diderot

Professeur des Universités, Faculté d'Odontologie d'Aix-Marseille

Notre métier s'apprenant tout autant sur les bancs des amphithéâtres qu'en compagnonnage, je suis honoré d'avoir travaillé avec vous et d'avoir, je l'espère, bénéficié un peu de votre expérience et de votre science. Cela a été, et reste un grand plaisir de travailler avec vous et de m'ouvrir l'esprit à une partie de notre métier qui m'apparaissait jusque-là délicate. Mais derrière chaque praticien il y a un homme et je voudrais vous remercier tout autant pour votre jovialité et votre soif d'apprendre de tout, partout, car elle est communicative...

À ma famille,

Il paraît qu'on ne choisit pas ses parents, qu'on ne choisit pas sa famille. M'en aurait-on donné l'occasion, pourtant, je ne pense que j'aurais choisi différemment. Il y aurait trop de choses pour lesquelles je devrais vous remercier, pour lesquelles je vous suis redevable, trop de bons moments passés ensemble, qu'il me faudrait bien plus qu'une thèse pour en parler. Aussi, et j'ose espérer que vous ne m'en tiendrez pas rigueur, vais-je faire au plus simple : merci pour tout.

Un remerciement spécial pour mon frère, mon père et ma mère qui ont contribué à l'élaboration de cette thèse en s'arrachant les cheveux à simplifier mon style trop alambiqué et m'ont aidé à rendre l'ensemble accessible au grand public des gens qui ne sont pas dans ma tête.

À Ibrahim,

Bientôt 10 ans et je n'ai toujours pas réussi à me débarrasser de toi... Merci d'avoir été toujours présent, quelque part, prêt à n'importe quelle aventure. À nos heures de déambulation, de divagation, nos découvertes, nos voyages. Qu'il y en ait encore et des meilleurs.

À mes amis Fantastiques,

Ils se reconnaîtront, je n'en doute pas. Pour tous les voyages, les décisions absurdes, les rires, les engueulades même, pour m'avoir aidé et pour m'avoir supporté malgré mes négations, pour ne pas m'en avoir voulu d'avoir perdu la plastifieuse...

À Agatha, Aliette, Anthony, Aurélien, Camille et Gaël,

Rangés dans l'ordre alphabétique, n'y cherchez aucun classement quelconque... Des soirées, des voyages, toujours improbables, toujours discutables, mais tellement drôles. Merci pour tous ces bons moments.

À Thomas,

Je ne sais pas si le récit de nos exploits serait accepté dans une thèse d'exercice... Merci à mon meilleur compagnon de folies orgiaques, de bêtises ineffables, mon Hardy si je suis Laurel.

À Adrian,

Comme tu ne figures pas finalement pas dans mon jury, je te fais quand même l'honneur d'être dans mes remerciements. À notre association de dentistes radicaux...

À Violaine,

Merci d'être aussi gentille et passionnée et, surtout, d'encore rire à mes blagues. Merci de me laisser passer des semaines tranquilles, sauf peut-être le dimanche...

À Nathan Moreau,

Merci de m'avoir épaulé et soutenu quand j'en avais besoin, je ne saurai l'oublier. J'espère que tu resteras la belle personne que j'ai connue, ce sera une grande chance pour les étudiants.

À Jean-Michel,

Merci de m'avoir patiemment inculqué un peu de rigueur et de technique, puisque maintenant je me sens à l'aise, grâce à toi, au laboratoire et je fais en sorte qu'il reste propre !

À tous ces autres compagnons de route dans la chirurgie dentaire,

Vous l'aurez compris, je suis paresseux. Néanmoins je ne vous oublie pas, pour tous ces moments passés, qui, rétrospectivement, m'ont tous laissé une bonne empreinte.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : DE LA CONSTRUCTION D'UNE PROTHESE AMOVIBLE PARTIELLE	6
1.1 TROIS PRINCIPES MAJEURS	6
1.1.1. <i>Rigidité</i>	7
1.1.2. <i>Equilibre prothétique</i>	8
1.1.3. <i>Intégration biologique</i>	9
1.2 UTILISATION DU METAL	10
2 : PROPRIETES PHYSICO-CHIMIQUES, MECANIQUES ET BIOLOGIQUES DES RESINES THERMOFORMEES	12
2.1. RAPPEL DES DIFFERENTES RESINES DISPONIBLES EN PROTHESE AMOVIBLE PARTIELLE.....	12
2.1.1 <i>Compositions chimiques des résines</i>	12
2.1.2 <i>Type de polymérisation</i>	15
2.1.3 <i>Type de moulage</i>	15
2.2. PROPRIETES COMPAREES	19
2.2.1 <i>Module d'élasticité</i>	19
2.2.2 <i>Résistance en flexion</i>	21
2.2.3 <i>Résistance à la traction</i>	22
2.2.4 <i>Capacité d'absorption de l'eau</i>	23
2.2.5 <i>Influence des cycles thermiques sur les propriétés mécaniques</i>	26
2.2.6 <i>Résilience : essai de rupture par fragilité ou test de Charpy</i>	27
2.2.7 <i>Dureté de surface</i>	28
2.2.8 <i>Rugosité</i>	30
2.2.9 <i>Capacité de liaison à une résine autopolymérisante</i>	31
2.2.10 <i>Mouillabilité</i>	33
2.2.11 <i>Stabilité colorimétrique</i>	35
2.2.12 <i>Influence de la variation dimensionnelle sur l'adaptation</i>	36
2.2.13 <i>Cytotoxicité</i>	38
2.3. APPLICATION A LA CONSTRUCTION DES PROTHESES AMOVIBLES A PARTIR DE RESINES THERMOPLASTIQUES	40
2.3.1 <i>Efficacité masticatoire</i>	40
2.3.2 <i>Architecture des crochets de rétention</i>	42
2.3.3 <i>Schéma occlusal</i>	44
2.3.4 <i>Facteurs anatomiques</i>	44
2.3.5 <i>Hygiène bucco-dentaire</i>	45

2.3.6 Polissage.....	45
2.3.7 Colorations	45
2.3.8 Relation avec le parodonte.....	46
2.3.9 Confort.....	46
3 : DISCUSSION QUANT A L'UTILISATION DE CHAQUE TYPE DE RESINE	47
3.1. RESINES ACRYLIQUES THERMOPLASTIQUES	47
3.2. POLYAMIDES	49
3.2.1. Valplast®.....	51
3.2.2. Lucitone FRS®.....	52
3.3. POLYCARBONATES.....	52
3.4. POLYESTERS	54
CONCLUSION.....	55
BIBLIOGRAPHIE	57
TABLE DES FIGURES.....	63
TABLE DES TABLEAUX.....	64
ANNEXES.....	66

Introduction

À l'aube des années 2000, certains se demandaient si la demande en prothèse amovible serait toujours présente en 2020¹. Il semblerait désormais que la demande pour ce genre de restaurations soit en fait en augmentation. Aussi n'est-il pas aberrant de s'intéresser aux cadres de bonne réalisation de telles constructions afin de se préparer à affronter le défi que représente la confection des prothèses amovibles.

La prothèse amovible partielle (PAP), en particulier, dont les principes, élaborés dès l'après-guerre² - et qui ont abouti aux constructions à partir de châssis métalliques utilisés jusqu'à nos jours - connaît de multiples déclinaisons. Dès 1951 apparaît en effet sur les marchés américains le Valplast®, résine à base de nylon, réputé apporter, de par son élasticité, toute une nouvelle gamme de possibilités de construction des PAP entièrement en résine. Entre les années 1960 et 1980, de nombreux universitaires se sont attachés à établir un consensus sur les schémas de constructions de PAP, en désignant les châssis métalliques comme le seul concept pérenne, et l'usage des résines thermoplastiques avait fortement diminué. L'engouement pour les résines thermoplastiques et les différents artifices qu'elles semblent permettre a cependant réapparu. Notamment, par exemple, puisqu'au Japon les prothèses à base de résines thermoplastiques sont, depuis 2007, remboursées par l'assurance maladie. Malgré cela la Société Japonaise de Prothèse Dentaire (SJPD) avait mis en garde face à un certain nombre de pratiques qui ne correspondaient pas aux critères de la PAP conventionnelle : prothèses d'usage entièrement conçues en résines, prothèses unilatérales ou prothèses à châssis métalliques avec des selles et des crochets de rétentions en résine thermoplastique³. De nombreuses études sont donc parues depuis cette époque à la demande du comité japonais des bonnes pratiques cliniques, afin de produire un consensus quant à l'utilisation de ces résines⁴.

Ainsi, comme le résumait la conclusion d'un des rapports de la SJPD⁵ : « Bien que les prothèses entièrement conçues en résine aient l'avantage de pouvoir facilement restaurer l'apparence extérieure, elles ont l'inconvénient, quand elles sont utilisées chez les mauvais patients, de pouvoir

¹ Douglass, Shih, et Ostry, « Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020 ? »

² DeVan, « The nature of the partial denture foundation : suggestions for its preservation ».

³ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 1, Definition and indication of non-metal clasp dentures ».

⁴ Fueki et al.

⁵ Fueki et al.

causer des dommages majeurs [...] et leurs indications doivent donc être scientifiquement établies à l'avenir. ».

Après une décennie déjà et un certain nombre de publications sur le sujet, est-il possible aujourd'hui de parvenir à un consensus précis quant aux règles de bonnes pratiques cliniques concernant les résines thermoplastiques utilisées en PAP ?

Il nous faudra donc présenter les règles édictées permettant aujourd'hui à la PAP à châssis métallique de pouvoir figurer parmi la liste des options thérapeutiques, fiables et pérennes⁶ et ne pas être, selon un vieil adage des facultés dentaires américaines, « un instrument permettant de perdre ses dents de manière lente, douloureuse et onéreuse »⁷. Nous étudierons par la suite les propriétés des différentes résines thermoplastiques afin d'essayer d'établir si elles sont en adéquation avec les principes résumés auparavant. Pour finir nous essayerons de tirer au clair, pour chaque résine, leurs propriétés principales et les indications pour lesquelles elles s'accordent.

À cet effet, nous essaierons de répondre à deux objectifs : d'une part décrire, de la manière la plus précise possible, les propriétés des résines thermoplastiques intéressant leur usage dentaire. D'autre part nous essaierons de déterminer si ces propriétés sont compatibles avec les concepts de la PAP.

Pour cela, une recherche bibliographique fut effectuée sur PubMed avec diverses équations comprenant des mots-clés MeSH et en langage naturel. L'équation de recherche fut la suivante: ("Denture, Partial, Removable"[Mesh] OR (("partial denture"[All Fields] OR "partial dentures"[All Fields]) AND "removable"[All Fields])) AND ("Resins, Synthetic"[Mesh] OR "resin"[All Fields] OR "resins"[All Fields] OR "non metal clasp dentures"[All Fields] OR "non metal clasp denture"[All Fields]). Les articles furent sélectionnés sur plusieurs critères : articles comparant des résines dans un objectif de mise en fonction par la prothèse amovible ; les tests de laboratoire effectués et les conditions de mise en œuvre de ces tests, les matériaux étudiés et la fabrication des échantillons ; les résultats sous forme de moyennes avec écart-type ; les études portant sur différentes résines testées en même temps ; articles datant de 2003 ou plus ; articles disponibles en anglais ; articles accessibles en texte intégral via les abonnements online de l'université. 40 articles furent ainsi sélectionnés. Après une deuxième sélection, 7 articles furent écartés : un d'entre eux ne comparait que des résines polyamides, un ne comparait que des résines acryliques, un comparait une résine polyamide à une résine acrylique

⁶ Moldovan, Rudolph, et Luthardt, « Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition ».

⁷ DeVan, « The nature of the partial denture foundation : suggestions for its preservation ».

au moyen d'une tomographie informatisée et n'était comparable à aucun autre essai, un ne précisait pas avec exactitude la nature des résines étudiées, un donnait une méthode de polymérisation différente de celle normalement utilisée sans explication s'y référant et le modèle présenté ne semblait pas correspondre à une situation clinique de PAP, un était le seul à comparer la résine acétyle et le septième fut écarté car n'utilisait que trois échantillons de chaque résine (ce qui fut jugé insuffisant pour permettre un résultat fiable).

Pour les autres domaines de la revue de la littérature, les articles furent choisis en fonction de leur pertinence : certains étaient régulièrement cités ; d'autres furent choisis car posant les bases historiques des concepts actuels ; d'autres répondant précisément et scientifiquement à un des aspects posés dans la revue. Tous correspondaient aux attentes scientifiques et étaient rigoureux et clairs dans leur développement.

1 : De la construction d'une prothèse amovible partielle

La prothèse amovible est une discipline ancienne et les concepts de constructions adoptés depuis ont fait la preuve de leur efficacité et de leur pérennité dans le cadre de la réalisation d'appareils dentaires⁸. Toutefois un ensemble de points sont à respecter si l'on veut prescrire des prothèses fonctionnelles et non délétères.

Aussi est-il important de connaître ces fondamentaux afin de savoir quelles propriétés rechercher dans un matériau à partir duquel on voudrait bâtir une prothèse amovible partielle.

Il est à noter que l'ensemble des données regroupées ici excluent d'emblée la prothèse amovible unilatérale. En effet ce dispositif, en plus de n'être généralement pas fonctionnel, possède intrinsèquement un risque d'ingestion voire d'inhalation (et d'autant plus difficile à diagnostiquer par les médecins lorsqu'il est entièrement en résine, puisqu'il n'apparaît pas sur les radiographies⁹), pouvant nuire grandement à la santé du patient¹⁰, voire être fatal dans certains cas¹¹, ce qui suffit à les contre-indiquer –puisque, rappelons-le encore une fois, le rôle principal de tout praticien est d'abord de ne pas nuire à son patient.

1.1 Trois principes majeurs

Si une liste de règles pourrait être énoncée pour répondre aux objectifs de la PAP, on peut toutefois par simplicité les regrouper en trois principes majeurs dont le reste découle : la rigidité, l'équilibre prothétique (selon la triade de Housset) et l'intégration biologique.

⁸ Moldovan, Rudolph, et Luthardt, « Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition ».

⁹ Knowles, « Inhalation of dental plates--a hazard of radiolucent materials »; Hashmi et al., « Swallowed partial dentures »; de Ruiters, Van Damme, et Drenth, « Serious complications following (removal after) ingestion of a partial denture ».

¹⁰ Goodacre, « A dislodged and swallowed unilateral removable partial denture »; Prokopakis et al., « An Aspirated Partial Denture as a Complication in Status Epilepticus »; Giovannitti, « Aspiration of a Partial Denture during an Epileptic Seizure »; Nimmo, Nimmo, et Chin, « Ingestion of a unilateral removable partial denture causing serious complications »; Dunn, « Patient swallows removable partial denture »; de Ruiters, Van Damme, et Drenth, « [Serious complications following (removal after) ingestion of a partial denture] »; Hashmi et al., « Swallowed partial dentures »; Gallas et al., « Unnoticed Swallowing of a Unilateral Removable Partial Denture ».

¹¹ Funayama et al., « An autopsy case of prolonged asphyxial death caused by the impacted denture in the esophagus »; Ekanem, Obuekwe, et Unuigbo, « Death from ingestion of removable partial denture: a case report ».

Enfin, on notera que la mise en exergue d'une bonne hygiène orale et des séances régulières (annuellement) de contrôle et de maintenance sont des prérequis essentiels au bon maintien d'une prothèse en bouche sur le long terme¹².

1.1.1. Rigidité

La rigidité est l'un des aspects mécaniques majeurs d'une PAP. Par là on s'assure que les contraintes appliquées à la prothèse soient harmonieusement réparties entre les dents restantes et les crêtes sur lesquelles porte la PAP. Ceci pour deux raisons majeures :

- d'une part pour empêcher la prothèse d'être soumise à des mouvements de flottement ou, au contraire, de s'appuyer par trop sur le rempart ostéo-muqueux sous-jacent, puisque ceci s'accompagnerait d'une résorption traumatique accélérée en cas de stimulation excessive ou mal répartie ;
- d'autre part cela permet de maintenir le complexe dents-prothèse dans un équilibre occlusal pérenne, évitant tout mouvement scoliodontique préjudiciable sur le long terme et permettant à la prothèse d'effectuer son rôle fonctionnel, puisque l'écrasement du bol alimentaire serait moindre si la prothèse ployait sous le jeu des forces masticatoires.

Un autre rôle important de la rigidité consiste à permettre un minimum de transmission des sensations proprioceptives et améliorer par là le confort et l'intégration de l'artifice prothétique en bouche.

La rigidité est un facteur physique intrinsèquement lié au matériau utilisé pour réaliser la prothèse. Elle se mesure notamment grâce à trois grandeurs physiques : **le module d'élasticité** (caractéristique propre à la rigidité : plus le module d'élasticité est grand et plus le matériau est rigide), **la résistance à la flexion** et **la résistance à la traction** (ces deux dernières propriétés caractérisant la ténacité d'un matériau, à savoir la charge maximum que peut encaisser un matériau avant de rompre).

¹² Moldovan, Rudolph, et Luthardt, « Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition ».

1.1.2. Equilibre prothétique

L'équilibre prothétique correspond à la capacité d'une prothèse à rester stable sur ses appuis et ne pas se mobiliser en regard des éléments dentaires ou ostéomuqueux lors des mouvements fonctionnels ; il consiste à assurer, par un ensemble d'éléments, la sustentation, la stabilisation et la rétention de ladite prothèse. Idéalement, une prothèse respectant ces principes peut effectuer des mouvements d'insertion-désinsertion aisément et est retenue dans tous ses autres mouvements.

1.1.2.1. La sustentation

La sustentation se définit par l'ensemble des éléments s'opposant à l'enfoncement axial d'une prothèse dans ses tissus de soutien. Ce rôle est joué notamment par les appuis dentaires (appuis occlusaux ou cingulaires). Elle permet d'éviter une surpression sur la crête.

1.1.2.2. La stabilisation

La stabilisation s'intéresse, elle, aux mouvements de translations. Elle consiste à produire un ensemble d'éléments s'opposant à tous mouvements latéraux ou de rotation. Il s'agit là d'aller exploiter les couronnes dentaires comme les zones crestaies (tubérosités dans le cas d'édentements postérieurs...). En effet ces mouvements peuvent être délétères à la fois pour les zones ostéomuqueuses mais aussi pour les dents restantes, soit en provoquant des microtraumatismes répétés au niveau du parodonte, soit en apportant directement aux dents soutenant la prothèse des mouvements non physiologiques et donc néfastes –pouvant entraîner fractures dentaires et lésions parodontales.

1.1.2.3. La rétention

La rétention constitue « l'ensemble des forces axiales qui s'opposent à l'éloignement de la prothèse de sa surface d'appui »¹³. Elle consiste à utiliser des espaces de contre-dépouilles dans lesquels, pour le cas des crochets, viennent se loger l'extrémité d'un bras partant de la prothèse et qui peut, par déformation élastique (donc sans déformation ni cassure) passer la ligne de plus grand contour si l'on exerce une force suffisamment importante. Il est donc nécessaire que la force de rétention nécessaire

¹³ Batarec et Buch, *Abrégé de prothèse adjointe partielle*.

à la désinsertion soit supérieure à celle engendrée par les mouvements fonctionnels mais suffisante pour permettre au patient de retirer son appareil. On estime que cette force de rétention doit se situer entre 5 et 10N^{14 15 16}.

1.1.3. Intégration biologique

La prothèse se veut la moins néfaste possible, afin de ne pas dégrader la situation existante et d'apporter un réel effet bénéfique au patient ou, au moins, ne pas lui nuire.

Dans le schéma de construction de la prothèse il s'agit alors de soulager le parodonte de la présence de l'armature. En espaçant les éléments prothétiques de la gencive marginale dentaire, on évite tout traumatisme sur celle-ci, ce qui pourrait compromettre la conservation des dents. En prothèse conventionnelle à châssis métallique, il est d'usage de respecter une distance de 5mm entre le parodonte marginal et le métal. Ceci permettant de plus, de ne pas faire subir d'agression bactérienne liée à l'accumulation de plaque au niveau de l'armature.

Le ou les matériaux utilisés pour bâtir la prothèse ne doivent bien entendu pas être toxiques (ce qui a conduit, dans le cas des métaux dentaires, à écarter les alliages à base de Nickel au profit d'alliage à base de Chrome-Cobalt¹⁷). De manière générale, plus un matériau est **absorbant**, plus le risque d'hydrolyse et donc de libération de particules dans l'organisme est important

De plus, le matériau doit aussi être **le moins rugueux** possible, afin de retenir le moins possible la plaque bactérienne. Cela inclut de pouvoir être poli aisément au fauteuil, mais aussi de posséder une **dureté de surface** suffisante pour ne pas se déformer ou s'impacter à l'usage.

¹⁴ Aly Sadek, Dehis, et Hassan, « Comparative study clarifying the most suitable material to be used as partial denture clasps ».

¹⁵ Tannous et al., « Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps ».

¹⁶ Arda et Arikan, « An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps ».

¹⁷ Al Jabbari, « Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys : a review of the literature ».

1.2 Utilisation du métal

De manière conventionnelle, les prothèses amovibles partielles d'usages sont réalisées avec une armature métallique, généralement en alliage Chrome-Cobalt (Cr-Co).

En effet cet alliage dispose d'excellentes propriétés, répondant en tous points aux nécessités énumérées auparavant : rigide et résistant même en épaisseur très fine, il est lisse, biocompatible, permet de réaliser des éléments de précision très fine et résiste très bien à l'usure (voir tableau 1)^{18 19 20}. De plus il possède un paramètre élastique (module d'élasticité, limite élastique) suffisamment important pour permettre d'être utilisé en crochet de rétention sans se déformer de manière plastique et sans rompre, même pour des épaisseurs faibles^{21 22}.

Il est à noter que le métal étant un matériau extrêmement résilient, sa résistance à la déformation (test de flexion) est supérieure à sa résistance à la décohésion (test de traction)²³. La grande majorité des études sur les alliages traitent donc uniquement de la seconde.

Tableau 1 : Moyennes et écart-types de propriétés mécaniques obtenues pour des alliages chrome-cobalt lors de tests de traction.

	<i>Module d'élasticité (GPa)</i>	<i>Limite élastique à 0,2% (MPa)</i>	<i>Résistance à la traction (MPa)</i>	<i>Dureté Vickers</i>	<i>Allongement à la rupture (%)</i>
<i>Moyennes</i>	206	552	774	429	9
<i>Ecart-types</i>	27,6	78,5	65,6	41,9	3,1

Les valeurs de ce tableau ont été calculées à partir des données présentes dans les articles suivant : Bridgeport, Brantley, et Herman, « Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontic. Part 1 », 1993 ; Kim et al., « Microstructures and mechanical properties of Co-Cr Dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques », 2016.

Cependant le rendu esthétique du métal est médiocre et certains patients sont réticents à laisser apparaître en bouche un élément métallique, amenant certains à ne pas porter leur prothèse.

¹⁸ Bridgeport, Brantley, et Herman, « Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics. Part 1, Mechanical properties ».

¹⁹ Kim et al., « Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques ».

²⁰ Mani, « Metallic biomaterials : cobalt-chromium alloys ».

²¹ Behr et al., « Clinical performance of cast clasp-retained removable partial dentures ».

²² Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

²³ Burdairon.

Certains patients peuvent aussi déclarer une réaction allergique au métal, notamment au nickel et au chrome (plus rarement au cobalt). De nombreux aspects de cette hypersensibilité restent encore à éclaircir, et, si, bien que restant rare, elle tend à se manifester de plus en plus souvent, on sait peu de choses sur les conditions d'apparition de l'hypersensibilité, et on ignore si l'usage de prothèses à châssis métallique peut être à l'origine de l'apparition d'une telle hypersensibilité²⁴.

²⁴ Bregnbak et al., « Chromium allergy and dermatitis : prevalence and main findings ».

2 : Propriétés physico-chimiques, mécaniques et biologiques des résines thermoformées

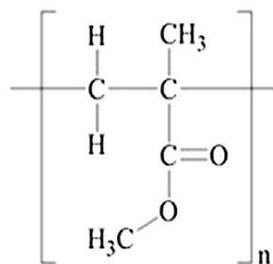
2.1. Rappel des différentes résines disponibles en prothèse amovible partielle

Au-delà de la différence dans la composition chimique des matériaux, il existe une différence dans les types de polymérisation ainsi que dans les procédés de mise en œuvre et de moulage des résines qui joueront sur les caractéristiques finales : en effet, le procédé de polymérisation et la pureté du matériau influenceront sur son degré de cristallisation, ce qui affectera en retour ses propriétés mécaniques²⁵.

2.1.1 Compositions chimiques des résines

La résine la plus communément utilisée en prothèse amovible conventionnelle est le polyméthyl méthacrylate (PMMA, voir figure 1°), une résine acrylique, résultant de la polymérisation de méthacrylate de méthyle (Acron®...).

Figure 1 : Schéma représentant un polymère de méthacrylate de méthyle



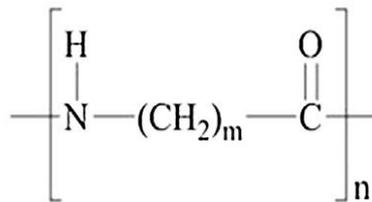
Source : Nasution et al., « Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load », 2018.

On retrouve, parmi les autres résines utilisées :

²⁵ Teoh, Tang, et Hastings, « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ».

- des résines acryliques –polymères de méthacrylate de méthyle ou autres polyvinyliques- dans lesquels sont ajoutés des plastifiants en quantité variable, généralement le phtalate de butyle (Acry Tone®, Acry Flex®).
- le polyamide (ou PA, noms commerciaux : Valplast®, Lucitone FRS® ou Bioplast® pour les plus répandus) ; les appellations chiffrées des différents types de polyamides sont fonction du nombre de carbones de chaque monomère (voir figure 2). Les polyamides proposés à usage dentaires sont généralement des PA12 (homopolymères : Valplast®...) ou des PACM12 (semi-aromatiques : Lucitone FRS®...).

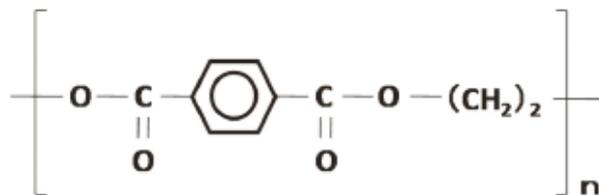
Figure 2 : Schéma représentant un polymère de polyamide



Source : Nasution et al., « Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load », 2018.

- les polyesters dont le plus fréquemment employé est la sous classe des poly(téréphtalate d'éthylène) ou en anglais « polyethylene terephtalate » (Estheshot® ou Estheshot Bright®), obtenu par condensation d'éthylène glycol avec l'acide téréphtalique²⁶.

Figure 3 : Schéma représentant un polymère de poly(téréphtalate d'éthylène)

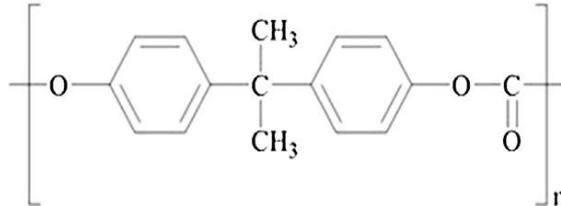


Source : Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures », 2010.

²⁶ Teoh, Tang, et Hastings.

- les polycarbonates (Reigning®, Reigning N® ou JetCarbo®), provenant généralement de la réaction du bisphénol A avec le phosgène²⁷.

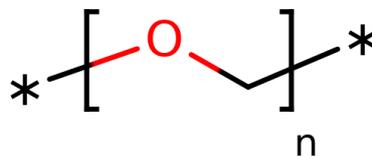
Figure 4 : Schéma représentant un polymère de polycarbonate



Source : Nasution et al., « Pressure transmission area and maximum pressure transmission of different thermoplastic resin denture base materials under impact load », 2018.

- le polyoxyméthylène ou résine Acétal (peu utilisée, leurs propriétés ne seront donc pas étudiées en détail, Delrin Acetal®)

Figure 5 : Schéma d'un polymère de polyoxyméthylène



Source : National institutes of health, « ChemIDplus advanced », 2018

- On peut citer aussi les polypropylènes (Unigum®), mais le nombre restreint d'études de laboratoire récentes à leur sujet ne permet pas de conclure de manière précise quant à leurs propriétés en tant que base de prothèse amovible.

De plus, des études récentes se sont concentrées sur l'utilisation de résines thermoplastiques infiltrées par des fibres de verre, dans le but d'améliorer leurs propriétés ; étant encore rares, les résultats les concernant ne seront pas abordés dans cette revue.

²⁷ Teoh, Tang, et Hastings.

2.1.2 Type de polymérisation

On retrouve deux types de polymérisation : les résines thermo-polymérisables, d'un côté, qui sont utilisées dans la confection, la réfection, voire la réparation de prothèses amovibles, et de l'autre les résines chémo-polymérisables, ou auto-polymérisantes, utilisées pour des réparations en extemporanée.

Le processus de polymérisation se produit comme suit : un radical libre, grâce à un apport extérieur d'énergie, vient agir comme un initiateur sur une molécule et réalise son activation (par exemple, dans le cas du PMMA, l'ouverture d'une double liaison est permise par le peroxyde de benzoyle) qui permet sa réaction chimique avec d'autres molécules du même type, s'activant à leur tour. Une réaction en chaîne s'en suit alors jusqu'à une réaction de coupure effectuée par un nouveau radical libre, qui entraîne une libération de chaleur et la fin de la polymérisation pour cet ensemble²⁸.

Aussi faut-il bien, pour que la polymérisation puisse s'amorcer, un apport d'énergie initial.

Dans le cas des résines thermo-polymérisables, c'est l'énergie calorifique qui est utilisée. Pour les résines auto-polymérisantes, l'énergie est issue de la réaction chimique entre un activateur et l'initiateur. Néanmoins, chez ces dernières, le degré de polymérisation final est moindre et va varier plus ou moins grandement en fonction de la profondeur sur des volumes importants²⁹. Leurs propriétés mécaniques seront donc inférieures aux résines thermo-polymérisables, aussi ne nous intéresseront-elles pas pour cette revue.

2.1.3 Type de moulage

Une fois la méthode de polymérisation choisie, il existe alors plusieurs types de moulage pour mettre en forme la résine sur le modèle en plâtre. Dans tous les cas, un refroidissement brutal diminue le degré de cristallisation et est à éviter.

- Le procédé conventionnel, utilisant le PMMA, correspond à un moulage par compression : un moule en plâtre est réalisé à partir d'une maquette en cire préfigurant la forme de la prothèse, lui-même compris dans un écrin métallique –l'ensemble étant désigné par le terme de moufle. Une fois la cire chassée du moule et celui-ci convenablement isolé, la résine y est insérée en excès et les deux parties du moule sont refermées en interposant une feuille de polyéthylène.

²⁸ Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

²⁹ Burdairon.

Le moufle ainsi obtenu est pressé lentement. Les excès de résine seront régulièrement enlevés après chaque passage à la presse, jusqu'à ce que les bords du moufle soient jointifs (trois passages minimum). La feuille plastique est alors retirée, le moufle est pressé une dernière fois lentement et fortement, puis verrouillé. La cuisson peut alors débuter.

Classiquement celle-ci est réalisée dans un bain-marie, mais d'autres techniques peuvent exister (par exemple, cuisson en micro-ondes). Idéalement, il est en fait nécessaire à ce stade de pouvoir contrôler précisément la température du milieu de cuisson. En effet, les variations de températures des trois éléments (eau, plâtre, résine) ne seront pas identiques (la résine connaît en effet une élévation rapide et en pic de sa température interne de par sa polymérisation exothermique, avant qu'elle ne diminue et se stabilise autour de la température du milieu de chauffage). Or, une élévation de la température à l'intérieur de la résine au-delà de 100°C pourrait entraîner des défauts intrinsèques susceptibles de diminuer les propriétés mécaniques finales du matériau.

Deux méthodes sont alors utilisées pour éviter ce phénomène de sur-cuisson. L'une d'entre elle consiste en une cuisson lente : le moufle est placé dans l'eau froide, puis celle-ci est chauffée lentement de manière à atteindre 65°C en 1 heure, puis maintenue à cette température entre 8 à 48 heures. Pour la seconde méthode, dite de cuisson rapide, le moufle est plongé directement dans une eau à 65°C pendant 90 minutes puis 60 minutes à 100°C. Tandis que la cuisson lente permet une diffusion plus complète du monomère à l'intérieur du matériau, la quantité résiduelle de monomère met cependant 168 heures à 70°C pour disparaître, tandis qu'elle ne met qu'une heure à 100°C³⁰. Pour des raisons pratiques et pour éviter une toxicité éventuelle due au monomère, on est souvent amené à préférer une cuisson rapide.

Le refroidissement s'effectue ensuite à température ambiante, moufle fermé, pendant au moins 10 heures. Après polissage la prothèse est stockée dans de l'eau pendant au moins 24 heures.

C'est ce procédé, à quelques variations près (notamment sur le temps d'immersion dans l'eau avant utilisation), qui sera utilisé pour fabriquer les échantillons de résine acrylique conventionnelle dans les études sélectionnées ici.

³⁰ Burdairon.

- L'autre technique de moulage utilise une des propriétés des résines : leur thermoplasticité. Les résines étant des matériaux amorphes, les chaînes de polymères ne sont pas ordonnées et peuvent, sous l'effet de la chaleur, connaître des mouvements segmentaires. La température à partir de laquelle de tels mouvements commencent à apparaître dans un matériau constitue sa température de transition vitreuse. Une fois ce seuil passé, les résines deviennent souples et peuvent donc être moulées. La méthode consiste alors en l'utilisation d'éprouvettes de résine (qui sont généralement disponibles sous la forme de lingots ou de granulés) ramollies par chaleur et injectées dans le moule. Ceci nécessite d'utiliser un appareillage spécifique avec des machines capables de chauffer précisément l'éprouvette de résine et de l'injecter à la bonne pression.

Cependant, dans le cas du PMMA, une température trop importante entraîne une dépolymérisation : sa température de transition vitreuse est de 125°C mais à 450°C le taux de dépolymérisation atteint 90%, ce qui entraînerait des changements significatifs dans les propriétés du matériau final³¹. En effet il sera alors composé de chaînes de plus petit poids moléculaire, diminuant alors la probabilité d'apparition de domaines semi-cristallins entre des chaînes linéaires de polymère³². Le matériau en résultant sera donc moins rigide. À ce titre, pour le PMMA, l'incorporation d'un plastifiant (généralement le phtalate de butyle) abaisse la température de ramollissement et permet une plus grande fluidité lors de l'injection. Il est conseillé de ne pas dépasser 8% de proportion en poids de ce plastifiant, sous peine de voir les propriétés finales du matériau sensiblement dégradées³³. Néanmoins les industriels ne précisent pas les formulations au poids de leurs produits et il n'a pas été possible de savoir si ce seuil est respecté et qu'il n'ait pas été choisi de dépasser cette limite afin d'obtenir un matériau à la mise en œuvre plus facile et qui serait moins rigide.

Il est ici important de noter que toutes les résines sont thermoplastiques. Cependant, toutes les résines qui seront moulées par injection, dont on utilisera donc la thermoplasticité pour le moulage, recevront par la suite la dénomination de résines thermoplastiques (la plupart des études utilisent en effet le terme de « thermoplastic resins »). Elles seront comparées au PMMA, mis en forme de manière traditionnelle, par compression, que l'on appellera résine acrylique conventionnelle, par souci de clarté.

³¹ Burdairon.

³² Teoh, Tang, et Hastings, « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ».

³³ Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

Tableau 2 : Méthodes de mise en forme conseillées par les fabricants pour différentes résines

		Méthode de mise en forme et polymérisation
Polyamide	PA12	<u>Méthode par injection</u> : la résine est chauffée à 215°C pendant 20 min, injectée sous une pression de 1MPa et laissée refroidir pendant 30min
	PACM12	<u>Méthode par injection</u> : la résine est chauffée à 300°C pendant 17 min, injectée sous une pression de 1MPa et laissée refroidir pendant 30min
Acrylique thermoplastique		<u>Méthode par injection</u> : la résine est chauffée à 260°C pendant 25 min, injectée sous une pression de 1MPa et laissée refroidir pendant 30min
Polycarbonate		<u>Méthode par injection</u> : la résine est chauffée à 320°C pendant 30 min, injectée sous une pression de 1MPa et laissée refroidir pendant 30min
Polyester		<u>Méthode par injection</u> : la résine est chauffée à 230°C pendant 20 min, injectée sous une pression de 1MPa et laissée refroidir pendant 30min
Acrylique conventionnelle		<u>Méthode par compression</u> : la résine est mise en moufle et pressée et est polymérisée à 65°C pendant 90min puis à 100°C pendant 30min, avant d'être laissée à refroidir à température ambiante

Source : Auteur

2.2. Propriétés comparées

Avant de comparer plus en détail les différentes études il est important de préciser certains points. D'une part, la grande majorité des études traitent d'essais réalisés en laboratoire et non *in vivo*, et il est difficile de savoir jusqu'à quel point leurs résultats sont valables lorsque transposés dans le milieu buccal.

D'autre part, les études diffèrent sur de nombreux aspects, à tous les niveaux de production des échantillons testés. Or il est à noter que chaque paramètre de construction peut entraîner des différences dans les résultats et expliquer que certaines valeurs diffèrent plus ou moins grandement entre les études – plus que les nombres eux-mêmes, il est donc plus pertinent de comparer les différences significatives entre échantillons. On sait par exemple que les phénomènes de fatigue liés aux tests réalisés par accroissement linéaire des forces auxquelles sont soumis les échantillons sont fonction de paramètres tels que la forme et taille des pièces, les courbures ou entailles, la rugosité du matériau, les contraintes internes liées à un refroidissement trop brutal de l'éprouvette, le milieu de test ou encore les efforts antérieurs subis par l'échantillon³⁴.

De plus, bien que les propriétés de chaque marque changent au sein d'un même groupe de résine thermoplastique, les différences restent peu significatives quand elles sont évaluées par rapport à l'ensemble des autres matériaux. On considèrera donc chaque groupe comme un tout, à part quelques exceptions notables, et, si des variations importantes sont relevées au sein d'une même classe de matériau, elles seront résumées dans la troisième partie discutant de l'utilisation des résines.

2.2.1 Module d'élasticité

De nombreuses études s'accordent sur la supériorité des polycarbonates et des résines acryliques conventionnelles en terme de module d'élasticité par rapport aux polyamides voire aux résines acryliques thermoplastiques ; les polyesters sont intermédiaires.

Si l'on s'en réfère à la norme ISO 20795-1, fixant à 2000MPa le module d'élasticité nécessaire pour une résine afin d'être considérée satisfaisante comme matériau de base de prothèse amovible dentaire, on constate que seuls les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles dépassent ce seuil de manière constante. Les résultats varient pour le polyester, qui se situe globalement aux alentours

³⁴ Burdairon.

de cette limite ; les résines acryliques thermoplastiques et les polyamides se situent bien en deçà^{35 36}
^{37 38 39 40 41 42 43}. Les matériaux les plus résistants à la déformation seront donc, dans l'ordre décroissant :
 les résines acryliques conventionnelles, les polycarbonates, les polyesters, les résines acryliques
 thermoplastiques et les polyamides (voir tableau 3).

Tableau 3 : Modules d'élasticité retrouvés dans différentes études pour plusieurs résines
 du commerce

		Module d'élasticité en MPa							Moyenne	Ecart-Type
		Takabayashi 2010	Takahashi 2012	Lee 2018	Hamanaka 2014	Iwata 2016	Sasaki 2017			
Polyamide	PA12	826	1 040	694	880	1 243	700	897,17	193,87	
	PACM12	1 639	1 450	1 341	1 770	1 560		1 552,00	148,38	
Acrylique thermoplastique				1 412	1 590	1 675		1 559,00	109,58	
Polycarbonate		2 700	2 190	2 245	2 510	2 675	2 130	2 408,33	230,34	
Polyester		2 826	1 980	1 569	1 880	1 906	1 510	1 945,17	430,84	
Acrylique conventionnelle		2 917	2 770		2 770	2 999	2 920	2 875,20	90,79	
Alliage Cr-Co								206.10³	27.10 ³	

Source : Auteur

Les résultats peuvent varier grandement en fonction des conditions dans lesquelles les matériaux sont testés (forme, épaisseur des spécimens, milieu de conservation... voir plus bas) et des tests effectués pour obtenir lesdits résultats.

³⁵ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ».

³⁶ Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

³⁷ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

³⁸ Hamanaka, Takahashi, et Shimizu, « Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

³⁹ Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers ».

⁴⁰ Lee, Lee, et Asaoka, « Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins ».

⁴¹ Ucar, Akova, et Aysan, « Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials ».

⁴² Iwata, « Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures ».

⁴³ Sasaki et al., « Effect of reinforcement on the flexural properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

2.2.2 Résistance en flexion

Selon les études, les valeurs peuvent varier notablement mais si l'on conserve la valeur minimale de 65MPa choisie par l'ISO 20795-1 pour cette caractéristique, on retrouve des groupes distincts qui restent globalement toujours de part et d'autre de cette limite : les polyamides (excepté le Lucitone FRS®) et les résines acryliques thermoplastiques en dessous et les polyesters, les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles au-dessus (voir tableau 4)^{44 45 46 47 48 49 50 51}. Les résultats peuvent varier grandement en fonction des conditions dans lesquelles les matériaux sont testés et des tests effectués.

Ainsi, les seuls produits compatibles à la fois en matière de module d'élasticité et de résistance à la flexion selon les normes ISO sont donc les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles.

Tableau 4 : Résistances maximales à la flexion retrouvées dans différentes études pour plusieurs résines du commerce

		Résistance à la flexion (en Mpa)					
		Takabayashi 2010	Lee 2018	Hamanaka 2014	Iwata 2016	Moyenne	Ecart-Type
Polyamide	PA12	39	37	38	45	39,79	3,09
	PACM12	75	64	79	68	71,50	5,66
Acrylique thermoplastique			46	54	55	51,67	4,03
Polycarbonate		90	101	93	96	94,95	3,99
Polyester		88	61	87	75	77,70	11,02
Acrylique conventionnelle		101		82	90	91,00	7,79

Source : Auteur

⁴⁴ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ».

⁴⁵ Hamanaka, Takahashi, et Shimizu, « Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁴⁶ Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

⁴⁷ Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers ».

⁴⁸ Ucar, Akova, et Aysan, « Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials ».

⁴⁹ Iwata, « Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures ».

⁵⁰ Sasaki et al., « Effect of reinforcement on the flexural properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁵¹ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

2.2.3 Résistance à la traction

Ce test pourrait avoir les mêmes résultats qu'un test de flexion si les matériaux étaient parfaitement homogènes.

Cependant, exceptées les résines acryliques conventionnelles, les résines thermoplastiques ont des structures fibreuses, ce qui permet des déformations plastiques au-delà de la limite proportionnelle en flexion. Ainsi les résines acryliques et les polycarbonates, rigides, vont très peu se déformer avant rupture, tandis que les polyamides et les polyesters seront considérés comme ductiles et connaîtront une phase de déformation plastique importante (encore une fois le Valplast® sera nettement plus ductile que d'autres polyamides)^{52 53}.

Comme pour les tests de résistance à la flexion, les valeurs du test à la traction pour les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles sont plus élevées que pour les autres résines thermoplastiques (voir tableau 5).

Tableau 5 : Résistances à la traction pour différentes résines du commerce dans différentes études

		Résistance à la traction (en Mpa)			
		Takabayashi 2010	Fueki 2014	Moyenne	Ecart-Type
Polyamide	PA12	64	60	62,00	2,00
	PACM12	72	70	71,00	1,00
Polycarbonate		81	67	74,00	7,00
Polyester		66	46	56,00	10,00
Acrylique conventionnelle		96		96,00	-
Alliage Cr-Co				774,00	66,00

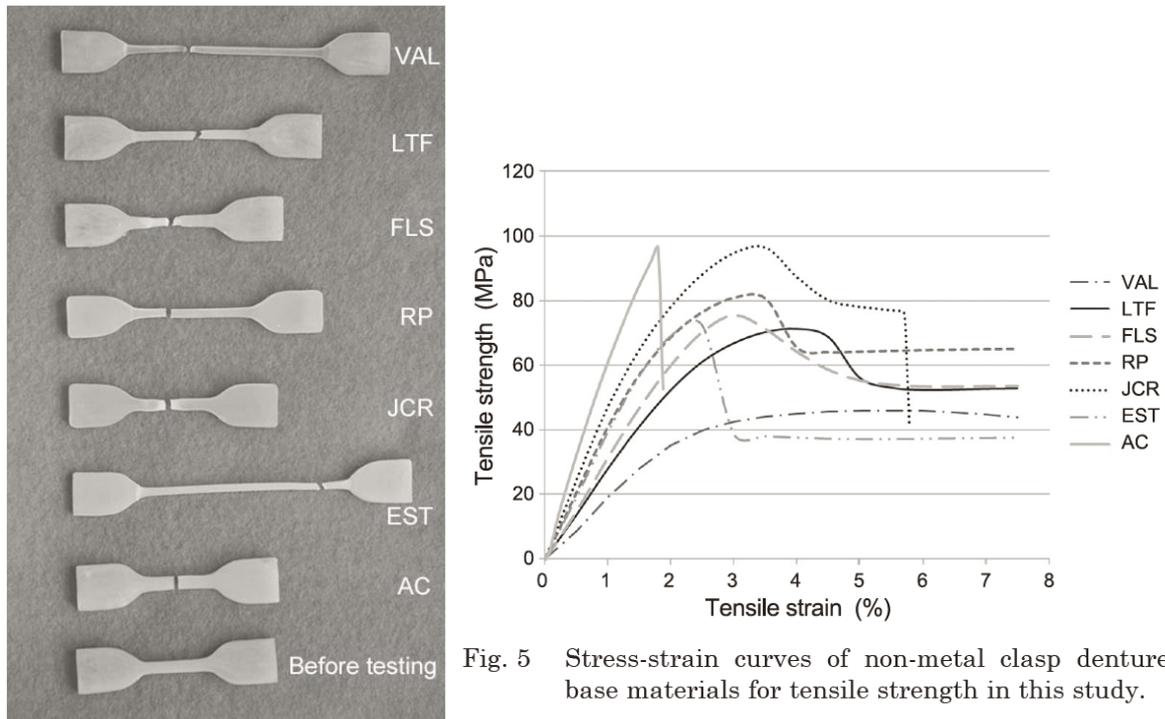
Source : Auteur

⁵² Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

⁵³ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ».

Figure 6 : Photo de spécimens de différentes résines après un test de traction et courbes représentant les comportements de ces mêmes matériaux durant le même test.

(VAL = Valplast® ; LTF = Lucitone FRS® ; FLS = Flexite Supreme® ; RP = Reigning® ; JCR = Jet Carbo Resin® ; EST = EstheShot® ; AC = Acron®)



Source : Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures », 2010.

2.2.4 Capacité d'absorption de l'eau

Le milieu buccal étant un milieu particulièrement humide, il est intéressant d'étudier le rôle du milieu dans lequel les prothèses vont être placées. En effet les molécules d'eau peuvent pénétrer la masse du polymère, causant une légère expansion du volume du matériau et agissant comme un plastifiant, modifiant ses propriétés mécaniques (notamment en facilitant le relâchement qui permettrait une déformation plastique).

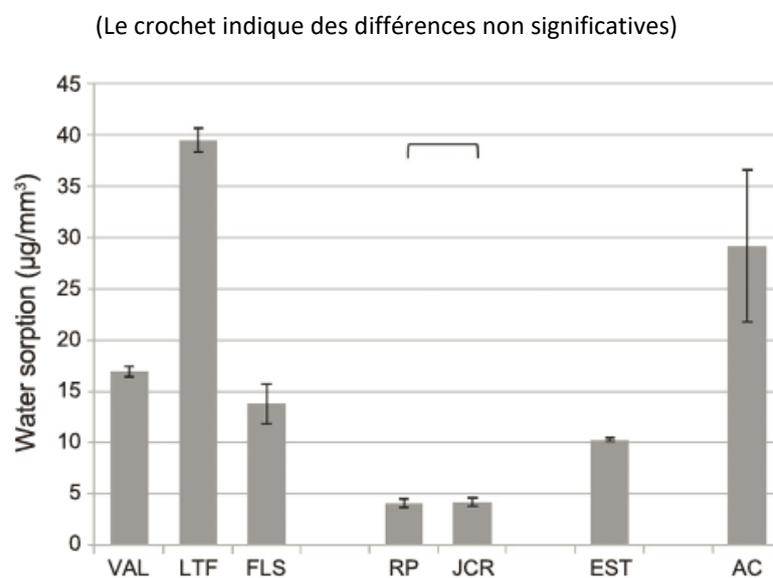
De plus, le milieu possède une influence directe sur la réponse du matériau à la fatigue, sans doute à cause des phénomènes de capillarité, et les matériaux les plus absorbants seront donc plus sensibles à ces phénomènes de fatigue⁵⁴.

⁵⁴ Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

Une norme ISO prône une valeur maximum de $32\mu\text{g}/\text{mm}^3$ d'absorption d'eau par volume de matériau. Seul le Lucitone FRS[®] dépasse cette valeur. Cependant, de manière générale, les polyamides comme les résines acryliques sont des matériaux absorbants^{55 56 57 58 59}.

Ainsi, dans le cadre d'études de matériaux liés à une utilisation intrabuccale, une norme ISO préconise de laisser tremper le matériau dans de l'eau distillée à 37°C pendant 50 heures, avant de le tester dans ce même milieu. Si de nombreuses études respectent cette mise en eau, peu, en revanche, testent les matériaux en milieu aqueux.

Figure 7 : Histogramme indiquant les capacités d'absorption de l'eau de différentes résines



Source : Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures », 2010.

⁵⁵ Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

⁵⁶ Lee, Lee, et Asaoka, « Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins ».

⁵⁷ Hamanaka et al., « Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

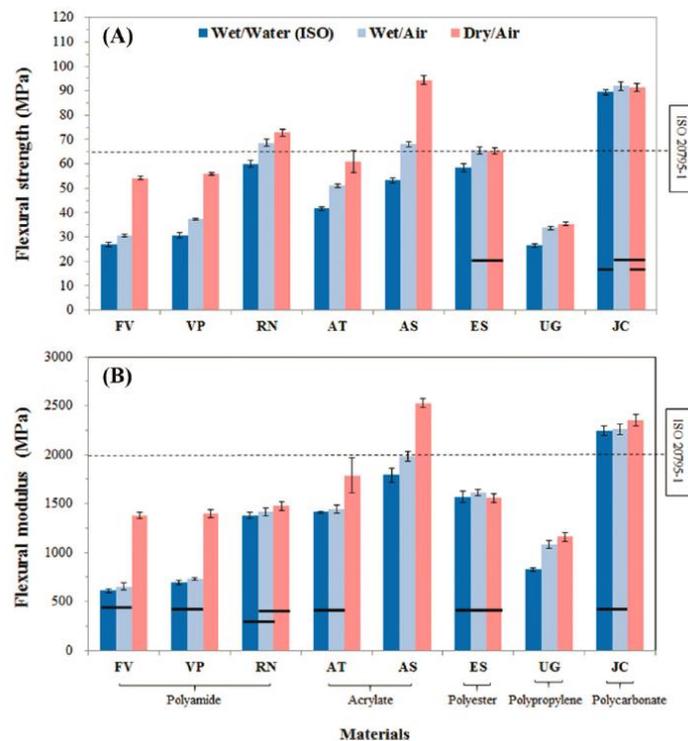
⁵⁸ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion ».

⁵⁹ Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers ».

Toutefois le lien entre absorption d'eau et diminution des propriétés mécaniques n'est pas linéaire. On observe que le Valplast® et les résines acryliques thermoplastiques perdent beaucoup en propriétés mécaniques après immersion ; le Lucitone FRS® ne change presque pas ; tandis que le PMMA polymérisé de manière conventionnelle voit ses valeurs de résistance à la flexion et de module d'élasticité diminuer lui aussi^{60 61 62}.

Figure 8 : Histogramme comparant les résistances à la flexion (haut) et module d'élasticité de différentes résines thermoplastiques après avoir baigné dans l'eau (à 37°C pendant 50heures) et testé en milieu aqueux (en bleu roi), après avoir baigné dans l'eau et testé en milieu aérien (bleu clair) et après avoir été stocké dans des conditions atmosphériques normales et testé en milieu aérien (rose).

(Les lignes horizontales noires indiquent des résultats non significativement différents à $p < 0,05$, tandis que la ligne en pointillé représente la norme ISO 20795-1 ; « acrylate » = résines acryliques thermoplastiques)



Source : Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers », 2018.

⁶⁰ Hamanaka et al., « Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁶¹ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion ».

⁶² Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers ».

2.2.5 Influence des cycles thermiques sur les propriétés mécaniques

Les cycles thermiques consistent en l'alternance de bains dans de l'eau à différentes températures (généralement 5° et 55°), sensée refléter les conditions que peuvent subir ces résines lorsqu'elles sont portées en bouche. Deux phénomènes entrent alors en jeu : les contraintes thermiques d'une part et l'absorption d'eau par les matériaux d'autre part. Ces contraintes thermiques sont issues des déformations, expansion et rétrécissement, que les matériaux hétérogènes peuvent subir lors des cycles thermiques. De plus, les températures élevées augmentent la vitesse d'absorption de l'eau par les matériaux. Les matériaux sont laissés dans de l'eau avant de réaliser les tests de cycles thermiques afin de n'évaluer que l'effet des changements de température.

Il semblerait alors que les changements de température aient, après un nombre important de cycles (> 50 000) un léger effet rigidifiant sur les résines thermoplastiques, excepté les résines acryliques et le Valplast, dont les propriétés mécaniques diminuent^{63 64}.

Figure 9 : Histogrammes représentant les résistances à la flexion (à gauche) et modules d'élasticité (à droite) de différentes résines, après bain dans une eau à 37°C pendant 50h (en gris) et après un bain dans une eau à 37°C pendant 50h et 50 000 cycles thermiques à 5°C et 55°C (en noir)

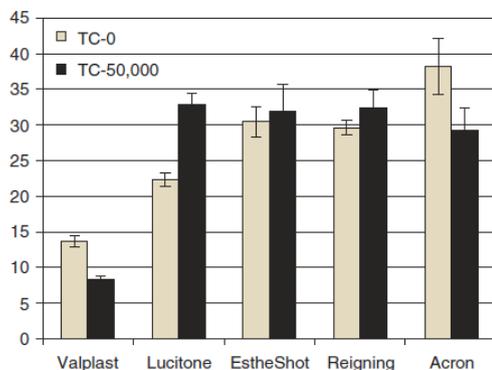


Figure 1. Mean flexural strength at proportional limit (MPa) and standard deviation of the denture base materials before and after thermocycling ($n = 10$). TC-0: 0 thermocycle, TC-50,000: 50 000 thermocycles.

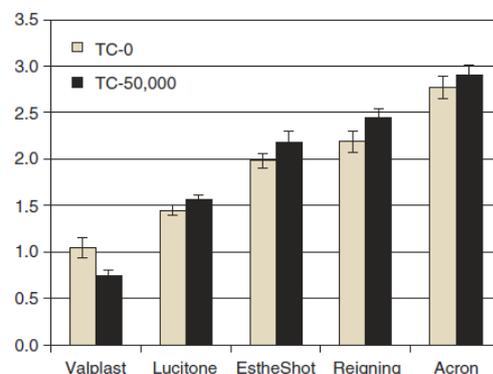


Figure 2. Mean elastic modulus (GPa) and standard deviation of the denture base materials before and after thermocycling ($n = 10$). TC-0: 0 thermocycle, TC-50,000: 50 000 thermocycles.

Source : Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins », 2012.

⁶³ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁶⁴ Polychronakis et al., « The influence of thermocycling on the flexural strength of a polyamide denture base material ».

Un point serait toutefois intéressant à envisager, mais n'apparaît pas dans les études. Du fait de leur température de transition vitreuse relativement basse, les résines thermoplastiques seraient soumises au phénomène de fluage, selon lequel la limite élastique diminue lorsque la température est élevée (et donc quand la température du milieu oral augmente, les prothèses en résines thermoplastiques seraient plus à même de subir des déformations plastiques).

2.2.6 Résilience : essai de rupture par fragilité ou test de Charpy

Sous les effets de contraintes plus ou moins grandes, la rupture d'un matériau ductile se produira par glissement (voir test de traction). Cependant certains matériaux, dits fragiles, seront moins résistants à la déformation et seront amenés à rompre presque sans déformation et en absorbant une énergie relativement faible. La capacité d'un matériau à ne pas rompre par fragilité, et donc pouvoir supporter des chocs plus importants, se nomme la résilience (les métaux, notamment, sont connus pour leur grande résilience).

Pour la mesurer, on utilise généralement le test de Charpy. Ce test définit la capacité d'un matériau à emmagasiner de l'énergie lors d'un choc : plus les valeurs du test seront élevées et plus le matériau est tenace. Dans des conditions normales d'utilisation, les prothèses ne sont pas soumises à des contraintes de la sorte (sauf chute, effort masticatoire brutal...), mais la résilience, phénomène complexe, permet toutefois de traduire certaines propriétés du matériau, telles la pureté ou l'anisotropie⁶⁵.

Il existe pour ce test de grandes disparités entre les différents types de résines ainsi qu'entre les différentes résines d'un même groupe. Les polycarbonates et les polyamides (notamment le Lucitone FRS®) résistent bien mieux à l'impact que les polyesters et les résines acryliques^{66 67}.

Comme expliqué plus haut, les cycles thermiques modifient les propriétés des matériaux : le Lucitone FRS®, notamment, voit sa résistance à l'impact chuter considérablement après quelques cycles (voir tableau 6).

⁶⁵ Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

⁶⁶ Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁶⁷ Hamanaka, Takahashi, et Shimizu, « Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

Tableau 6 : Des résultats du test de résistance à l'impact de Charpy pour différentes résines, avec ou sans cycles thermiques (50 000 cycles de 1min dans de l'eau à 5°C ou 55°C – les exposants désignent des groupes non significativement différents)

Denture base material	Thermocycling	Charpy impact strength (kJ/m ²)
Polyamide (Valplast)	No	6.86 (0.48) ^{a,b}
Polyamide (Valplast)	Yes	9.68 (0.86) ^a
Polyamide (Lucitone FRS)	No	30.24 (9.82)
Polyamide (Lucitone FRS)	Yes	8.03 (4.44) ^{a,b}
Polyethylene terephthalate (EstheShot)	No	4.09 (0.59) ^{b,c}
Polyethylene terephthalate (EstheShot)	Yes	1.27 (0.41) ^c
Polycarbonate (Reigning)	No	21.32 (5.50)
Polycarbonate (Reigning)	Yes	13.29 (0.86)
PMMA (Acron)	No	1.06 (0.12) ^c
PMMA (Acron)	Yes	1.61 (0.09) ^c

Source : Takahashi, Hamanaka, et Shimizu, « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins », 2012.

2.2.7 Dureté de surface

La dureté se définit comme la résistance d'un corps à la déformation locale sous une charge. Cette propriété est peu étudiée pour les résines thermoplastiques et les tests varient selon les études (test de Vickers⁶⁸, test de Knoop^{69 70} ou test personnalisé⁷¹). Il existe en fait autant de mesures que de tests différents et les valeurs, toutes relatives, ne sont réellement intéressantes que pour comparaison (voir tableau 8). Cependant il faut distinguer la dureté seule des phénomènes d'usure de surface, phénomènes trop complexes pour qu'une propriété de résistance à l'usure soit définie comme telle (la dureté est un des éléments de ce paramètre).

⁶⁸ Lee, Lee, et Asaoka, « Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins ».

⁶⁹ Ucar, Akova, et Aysan, « Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials ».

⁷⁰ Goiato et al., « Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures ».

⁷¹ Hamanaka et al., « Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins ».

Une seule étude compare ainsi l'ensemble des résines thermoplastiques : elle en déduit que toutes les résines thermoplastiques sont significativement moins dures que la résine acrylique traditionnelle (voir tableau 7).

Les valeurs de dureté sont ensuite rangées comme suit, par ordre décroissant : polycarbonate > résine acrylique thermoplastique > Lucitone FRS® (polyamide) > polyester > Valplast® (polyamide)^{72 73}.

Tableau 7 : Duretés de différentes résines du commerce pour un test de nano-indentations

		Dureté (test de nano-indentations, en GPa)	
		Hamanaka 2016	<i>Ecart-Type</i>
Polyamide	PA12	0,152	0,006
	PACM12	0,193	0,002
Acrylique thermoplastique		0,210	0,008
Polycarbonate		0,231	0,004
Polyester		0,184	0,004
Acrylique conventionnelle		0,368	0,008

Source : Hamanaka et al., « Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins », 2016.

Tableau 8 : Duretés Knoop comparées pour différents matériaux

	Dureté Knoop
Acrylique conventionnelle	12-16
Résine composite	30-55
Dentine	65
Email	300
Alliage Cr-Co	360

Source : Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*, 1989.

⁷² Hamanaka et al.

⁷³ Goiato et al., « Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures ».

2.2.8 Rugosité

La rugosité à partir de laquelle on obtient une adhérence minimale des bactéries au matériau ainsi qu'une sensation lisse en bouche a été définie à $0,2\mu\text{m}$ et cette limite est communément admise comme le seuil de rugosité cliniquement acceptable^{74 75}.

De plus il est à noter que l'état de surface influe sur les phénomènes de fatigue (il peut être retrouvé une diminution jusqu'à 12% des propriétés mécaniques du matériau en passant d'une surface lisse à une surface rugueuse)⁷⁶. Peu d'études ont été répertoriées sur le sujet.

Il semblerait cependant que les valeurs de rugosité pour les polyamides et les résines acryliques polies en laboratoire soient bien en dessous de cette limite de $0,2\mu\text{m}$ ^{77 78 79}. Les valeurs pour ces mêmes matériaux non polis sont cependant au-dessus de la limite, avec les résines acryliques non polies significativement plus rugueuses que les polyamides. Pour les polyamides, il semblerait de plus que le polissage au fauteuil ne permette pas d'atteindre une rugosité satisfaisante ($0,32 \pm 0,10\mu\text{m}$)⁸⁰. Pour les résines acryliques la polymérisation est un facteur jouant sur la rugosité, les résines à polymérisation uniquement chimique étant significativement plus rugueuses que les résines polymérisées soit par chaleur, par injection ou par passage au micro-onde et ce même après polissage, bien qu'aucune ne dépasse pas la limite de $0,2 \mu\text{m}$ ⁸¹.

Cependant des scratchs tests pourraient permettre d'appréhender la rugosité à l'usage du matériau polymérisé. À ce titre une étude a comparé les valeurs de ce test pour des polyamides, polyesters et résines acryliques (voir tableau 9). Les plus sujets à être endommagés à leur surface étaient les polyesters, suivis des polyamides puis des résines acryliques. Les polyesters auraient donc une stabilité colorimétrique moindre et une tendance à perdre leur aspect vitreux et poli sur une courte période⁸².

⁷⁴ Oh et al., « Surface roughness and candida albicans adhesion to flexible denture base according to various polishing methods ».

⁷⁵ Abuzar et al., « Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate) ».

⁷⁶ Burdairon, *Abrégé de biomatériaux dentaires*.

⁷⁷ Oh et al., « Surface roughness and candida albicans adhesion to flexible denture base according to various polishing methods ».

⁷⁸ Abuzar et al., « Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate) ».

⁷⁹ Gad et al., « Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases ».

⁸⁰ Oh et al., « Surface roughness and candida albicans adhesion to flexible denture base according to various polishing methods ».

⁸¹ Berger et al., « Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing ».

⁸² Kawara et al., « Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures ».

Tableau 9 : Valeurs moyennes obtenues après scratch test sur différentes résines thermoplastiques (HC et PR = résines acryliques ; VLP et FRS = polyamides ; ES et ESB = polyesters)

	Maximum depth (μm)	Scratch width (μm)	Scratch area (μm^2)	Pileup area (μm^2)	Pileup distance (μm)
HC	11.9 (1.7) ^{†,††}	66.1 (10.2) ^{§,†,††}	147.3 (19.5) ^{§,†,††}	94.6 (23.5) ^{§,†,††}	43.2 (4.7) ^{§,†,††}
PR	11.0 (1.0) ^{†,††}	68.6 (7.7) ^{§,†,††}	150.0 (19.3) ^{§,†,††}	94.6 (38.7) ^{§,†,††}	46.0 (4.4) ^{§,†,††}
VLP	13.1 (1.8) ^{†,††}	117.4 (12.8) ^{†,††}	315.6 (41.5) ^{†,†,††}	246.3 (55.9) ^{†,†,††}	64.9 (3.2) ^{†,†,††}
FRS	16.4 (2.1) ^{†,§}	114.9 (9.4) ^{†,††}	399.3 (50.3) ^{†,††}	292.3 (69.0) [†]	72.6 (4.1) ^{†,§}
ES	18.7 (5.8) ^{†,†,§}	114.6 (10.8) ^{†,††}	386.8 (128.0) ^{†,†,§}	404.4 (86.9) ^{†,†,§}	75.3 (7.4) ^{†,§}
ESB	19.4 (2.6) ^{†,†,§}	130.7 (5.8) ^{†,†,§,†}	391.3 (60.4) ^{†,†,§,†}	361.7 (35.2) ^{†,†,§}	72.8 (6.4) ^{†,†,§}

(), standard deviation.
^{*} P < 0.05 when compared to HC.
[†] P < 0.05 when compared to PR.
^{††} P < 0.05 when compared to ESB.
^{†††} P < 0.05 when compared to ES.
[§] P < 0.05 when compared to VLP.
^{†§} P < 0.05 when compared to FRS.

Source : Kawara et al., « Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures », 2014

Au vu des résultats obtenus aux tests de dureté de surface et de rugosité, il semble que les résines thermoplastiques (mises à part les résines polycarbonates, pour lesquelles les données manquent sur le sujet) aient tendance à devenir rugueuses dès le début de leur utilisation en bouche. Un vernis et un polissage de laboratoire viennent diminuer la rugosité des résines thermoplastiques mais leurs effets disparaissent en quelques mois⁸³.

Les surfaces des résines thermoplastiques devenant rapidement, dès les premiers mois d'usage, rugueuses, il est dommageable que celles-ci (hormis les résines acryliques) ne se polissent pas suffisamment bien au fauteuil⁸⁴.

Aucune étude considérant la rugosité à la surface des polycarbonates n'a été répertoriée.

2.2.9 Capacité de liaison à une résine autopolymérisante

Les résines à polymérisation chimique, généralement des dérivés du PMMA, sont utilisées au fauteuil pour permettre des réparations extemporanées des prothèses amovibles des patients.

De manière générale, les polyamides, avec ou sans traitement de surface, se lient particulièrement mal à ces résines de réparation.

⁸³ Kawara et al.

⁸⁴ Kawara et al.

Les résines polyesters, polycarbonates, ainsi que les PMMA se lient modérément bien aux résines autopolymérisantes –avec une liaison légèrement supérieure des polyesters comparées aux deux autres-, bien que des traitements de surfaces augmentent sensiblement les valeurs d’adhésion lorsqu’ils sont appliqués, pour toutes les résines. On retrouve l’application de monomères ainsi qu’un traitement de surface tribochimique à base de silice puis une induction de monomère (voir tableau 10)^{85 86 87}.

Tableau 10 : Moyennes d’adhésion (en MPa) d’une résine autopolymérisante à différentes résines thermoplastiques polymérisées par injection selon différents traitements de surface.

		Moyennes d'adhésion à une résine auto-polymérisante					
		Sans traitement	Sablage simple	Sablage réactif	monomère (4-META/MMA-TBB)	Sablage simple + monomère	Sablage réactif + monomère
Polyamide	PA12	0,0	0,1	6,6	3,1	6,1	15,6
	PACM12	0,0	0,2	5,8	7,1	6,1	18,6
Polycarbonate		6,1	7,3	4,3	10,2	11,4	11,6
Polyester		9,9	10,2	8,8	20,3	19,5	22,5
Acrylique conventionnelle		4,6	5,6	5,7	17,7	15,8	24,4

Source : Hamanaka, Shimizu, et Takahashi, « Bond strength of a chairside autopolymerizing relin resin to injection-molded thermoplastic denture base resins », 2017.

Cependant il semblerait que les cycles thermiques changent ces valeurs d’adhésion : toutes les valeurs d’adhésion des polyamides avec les résines de réparation se voient singulièrement diminuées après les cycles thermiques, de même pour le polycarbonate, sauf quand le traitement de surface se fait par application de monomère ; pour les résines acryliques, seul le traitement par sablage ne semble pas améliorer les valeurs d’adhésion après cycles thermiques. Au final seule l’application de monomère semble véritablement, après ces cycles de changement de température, apporter une adhésion stable (sauf pour les polyamides, où le traitement tribochimique est la seule alternative qui semble fonctionner)⁸⁸.

⁸⁵ Hamanaka, Shimizu, et Takahashi, « Bond strength of a chairside autopolymerizing relin resin to injection-molded thermoplastic denture base resins ».

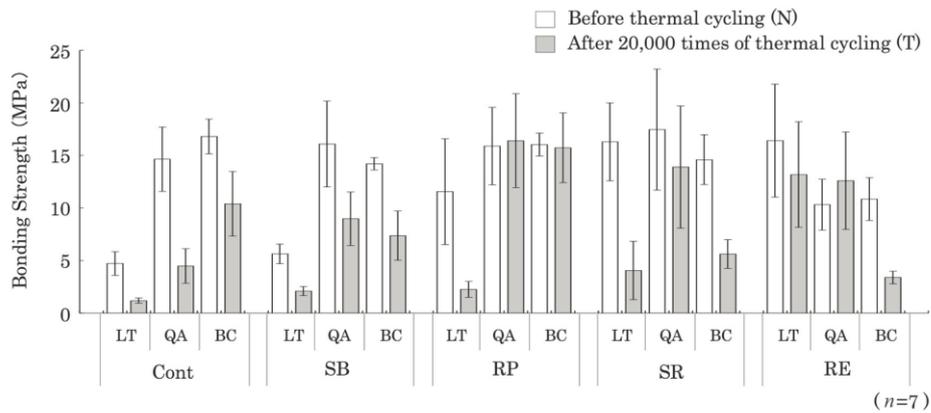
⁸⁶ Katsumata et al., « Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer ».

⁸⁷ Hamanaka, Shimizu, et Takahashi, « Shear bond strength of an autopolymerizing repair resin to injection-molded thermoplastic denture base resins ».

⁸⁸ Katsumata et al., « Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer ».

Figure 10 : Histogramme représentant les moyennes d'adhésion d'un polyamide (LT), une résine acrylique (QA) et d'un polycarbonate (BC) selon différents traitements de surface.

(Cont = aucun traitement de surface ; SB = sablage à l'alumine ; RP = application de monomère ; SR = sablage à l'alumine et application de monomère ; RE = traitement tribochimique et application de silane).



Source : Katsumata et al., « Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer », 2009.

Toutefois il est à noter que les propriétés mécaniques des résines de réparation sont différentes de celles des résines thermoplastiques, une déflexion pourrait alors se produire sous l'effet des forces masticatoires et séparer les deux matériaux⁸⁹. Cependant il manque d'études pour étayer cette théorie.

L'une des propriétés corrélée est la difficulté pour les résines polyamides et polyesters de se lier aux dents prothétiques fabriquées en résine, nécessitant donc, puisque la liaison chimique est de mauvaise qualité, de les fixer de manière mécanique, augmentant la taille minimale de hauteur prothétique nécessaire.

2.2.10 Mouillabilité

La mouillabilité correspond à la capacité de l'eau à se répartir sur un matériau. Elle se caractérise par l'angle de contact, calculé depuis la surface du matériau avec la tangente de la surface d'une goutte d'eau sur lequel elle repose. De manière simplifiée, pour des matériaux homogènes, plus les matériaux

⁸⁹ Hamanaka, Shimizu, et Takahashi, « Bond strength of a chairside autopolymerizing relin resin to injection-molded thermoplastic denture base resins ».

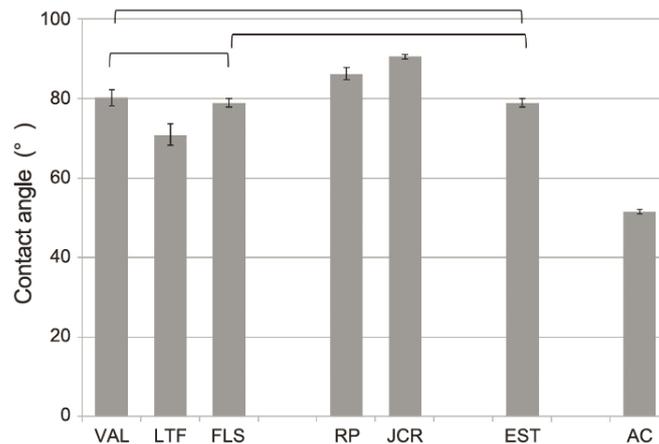
sont hydrophobes, plus l'angle de contact sera grand et moins la mouillabilité sera importante. Ainsi, plus la mouillabilité est importante et plus la salive s'étale à la surface du matériau, nécessaire en prothèse amovible complète pour obtenir une bonne rétention des prothèses, mais utile aussi en PAP : la rétention des prothèses amovibles est fonction de l'angle de mouillabilité.

Pour ce paramètre, les résines acryliques se détachent de manière importante par rapport aux autres résines thermoplastiques : l'angle de contact calculé est quasiment deux fois plus faible que celui retrouvé avec les autres matériaux. La mouillabilité est donc meilleure avec les résines acryliques qu'avec n'importe quelle autre résine thermoplastique.

En comparant les résultats trouvés pour cette caractéristique et l'absorption de l'eau, les polycarbonates apparaissent comme des matériaux aux propriétés hydrophobes, tandis que les polyesters et les résines acryliques se rapprochent de matériaux hydrophiles. Mais les résines sont des matériaux composés de plusieurs éléments, dont les propriétés et l'agencement peuvent aussi influencer les propriétés globales du matériau⁹⁰.

Figure 11 : Histogramme représentant les moyennes des angles de contact retrouvés pour différentes résines

(VAL, LTF et FLS = polyamides ; RP et JCR = polycarbonates ; EST = polyester ; AC = résine acrylique). Les crochets indiquent des groupes pour lesquels les résultats ne sont pas significativement différents.



Source : Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures », 2010

⁹⁰ Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

2.2.11 Stabilité colorimétrique

Les résines sont en partie utilisées pour leur apport esthétique. Il est donc intéressant de se pencher sur la stabilité colorimétrique d'une résine, pour savoir si son intégration esthétique sera satisfaisante tout au long de son utilisation.

La couleur des résines thermoplastiques reste stable dans le temps quand elle est stockée à l'air libre ou dans l'eau distillée (même si, selon les industriels, le polycarbonate s'opacifie sur le long terme quand il est soumis à de la lumière contenant des UV). Cependant, au quotidien, les prothèses sont susceptibles d'être mis en contact avec différents colorants qui pourraient faire varier la coloration originelle du matériau ; outre, les différences d'aspect dues à l'augmentation de la rugosité de la surface des prothèses.

En laissant donc reposer des pièces de différents matériaux on observe des changements de colorimétrie pour l'ensemble des échantillons, à des degrés variables. Ainsi, les polyamides (le Valplast en tête) et les polyesters sont les matériaux qui subissent le plus de changements ; suivis par les résines acryliques ; enfin viennent les polycarbonates, dont les variations sont minimales^{91 92}. Dans l'ensemble, tous ces changements de colorimétrie sont de l'ordre du visible pour l'œil humain (voir « échantillons dans différentes solutions » en annexe) mais il n'existe pas d'étude qui permette d'affirmer que ces changements ont pour autant un impact sur l'esthétique du patient ; on estime qu'un $\Delta E < 1$ est invisible pour l'œil humain, qu'entre 1 et 3,3, le changement est appréciable pour un observateur avisé mais acceptable d'un point de vue clinique et qu'à partir de 3,3 le changement est remarquable par un observateur même non entraîné et n'est donc pas acceptable cliniquement⁹³ (seul l'un des polycarbonates ne dépasserait pas la deuxième catégorie).

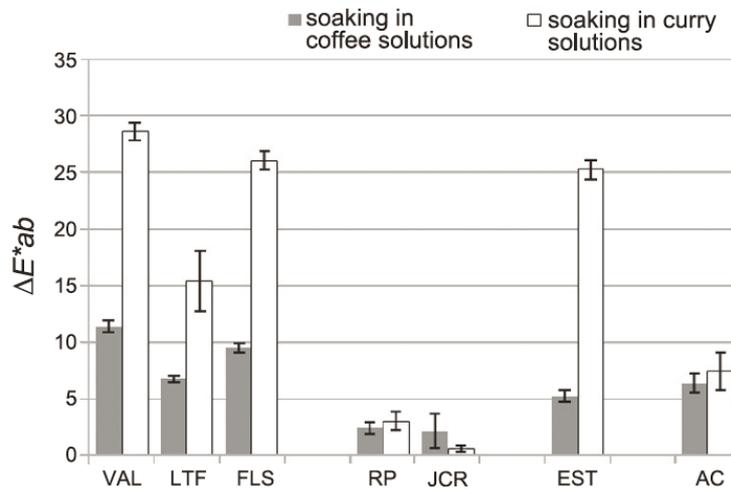
⁹¹ Takabayashi.

⁹² Wieckiewicz et al., « Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material ».

⁹³ Wieckiewicz et al.

Figure 12 : Histogramme montrant les valeurs des paramètres observés à la spectrophotométrie pour différents matériaux, après avoir reposés dans une solution à base de café (en gris) ou à base de curry (en blanc) pendant 60 heures.

VAL, LTF et FLS = polyamides ; RP et JCR = polycarbonates ; EST = polyester ; AC = résine acrylique



Source : Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures », 2010.

2.2.12 Influence de la variation dimensionnelle sur l'adaptation

Le degré de précision du matériau est un élément important des étapes de laboratoire, d'autant plus si l'on désire incorporer un châssis métallique à la résine ou lorsque l'on veut restaurer des édentements pluraux.

Deux *modi operandi* peuvent être utilisés lors du modelage des résines thermoplastiques sur plâtre : la manière la plus simple consiste à incorporer le matériau à chaud (les températures varient selon les résines) par injection, puis de le laisser refroidir (généralement dans de l'eau, pendant 24h) ; mais l'on peut rajouter une étape de recuit, où, après moulage, le matériau est laissé dans de l'eau à 100°C pour 60 min (voir tableau 11).

En effet, lors du refroidissement, une hétérogénéité chimique se crée due au phénomène de diffusion thermique. Le recuit intervient alors comme un traitement thermique permettant de ré-homogénéiser ou de recristalliser le matériau, améliorant par là son adaptation (voir tableau 12).

Tableau 11 : Différentes méthodes utilisées lors du modelage des résines thermoplastiques

(« annealing » = recuit)

Brand name	Drying		Pre-heat		Injection pressure (MPa)	Annealing	
	Temperature (°C)	Time (h)	Temperature (°C)	Time (min)		Temperature (°C)	Time (min)
EstheShot	60	24	240	20–30	0.90	—	—
EstheShot Bright	70	24	280	20–30	0.90–1.00	100	60
Lucitone FRS	—	—	300	20	0.85–1.00	100	60
Reigning Resin N	120	4–6	330–340	30	0.90–1.00	—	—

Source : Wada et al., « A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin », 2015.

Après refroidissement les écarts entre le modèle en plâtre et la résine sont mesurés. Les différences entre les résines sont notables : l'un des polyesters (EstheShot®) est significativement plus précis que les autres résines (l'écart mesuré est divisé par deux par rapport à la résine acrylique par exemple) ; l'autre polyester (ES Bright®), le polyamide et la résine acrylique ont à peu près le même degré de précision -même si cela peut dépendre du polyamide employé, puisque certaines études prêtent au polyamide Valplast® une précision jusqu'à 2,8 fois moins bonne que celle des résines acryliques, ce qui aurait des répercussions cliniques évidentes⁹⁴ ; le polycarbonate, quant à lui se retrouve avec un écart quasiment deux fois plus important que celui de la résine acrylique⁹⁵.

La méthode de recuit améliore sensiblement l'adaptation des résines thermoplastiques : le polyester et le polyamide testés deviennent ainsi significativement plus précis que la résine acrylique tandis que le polycarbonate n'est plus que 1,25 fois moins précis que la résine acrylique⁹⁶.

L'industriel fabriquant le polycarbonate conseille de réaliser les moulages sur du plâtre à grande expansion de prise ; en effet il semble que cela augmente fortement l'adaptation du polycarbonate⁹⁷.

⁹⁴ Vojdani et Giti, « Polyamide as a denture base material: a literature review ».

⁹⁵ Wada et al., « A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin ».

⁹⁶ Wada et al.

⁹⁷ Wada et al.

Tableau 12 : Moyennes des écarts (en μm) entre le plâtre et la résine pour différentes résines thermoplastiques et une résine acrylique (AC = résine acrylique, ES et ES-B = polyesters, LF = Lucitone FRS® ; RN = polycarbonate)

Condition	Brand name					RN[H] [#]	p^{\S}	Tukey test ^{\S\S}
	AC	ES	ES-B	LF	RN			
Without annealing	298 (113)	141 (43)	267 (73)	274 (113)	544 (159)	346 (140)	< 0.001	ES < ES-B, LF, AC, RN[H] < RN
With annealing	—	—	171 (71)	164 (33)	386 (104)	—	< 0.001	ES, ES-B, LF < AC < RN
$p^{\S\S\S}$			0.001	0.001	0.003			

[#]High-expansion stone; ^{\S}One-way ANOVA; ^{\S\S}< Indicates significant difference between resins ($p < 0.05$); ^{\S\S\S} t -test.

Source : Wada et al., « A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin », 2015.

L'une des explications pour les différences notables d'adaptation des différents matériaux pour être une conséquence de la contraction de la résine liée au refroidissement après moulage ; en effet on remarque que les matériaux dont la température à l'injection est la plus basse sont aussi les matériaux les plus précis⁹⁸.

De plus, il semblerait recommandé d'utiliser la méthode du recuit lors du moulage d'une résine thermoplastique afin d'améliorer le degré de précision de la prothèse ; néanmoins, aucune étude n'a été répertoriée afin de préciser la méthode exacte de recuit à utiliser et les méthodes de recuit sur résines thermoplastiques se basent aujourd'hui uniquement sur des considérations empiriques.

2.2.13 Cytotoxicité

Il existe peu d'études regardant la cytotoxicité des résines thermoplastiques, bien que de nombreuses études se soient penchées sur la toxicité des résines acryliques⁹⁹.

Il semble cependant que les cytotoxicités de toutes les résines thermoplastiques soient comparables¹⁰⁰
101 102.

⁹⁸ Wada et al.

⁹⁹ Bettencourt et al., « Biodegradation of acrylic based resins : a review ».

¹⁰⁰ Lee et al., « Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins ».

¹⁰¹ Vojdani et Giti, « Polyamide as a denture base material: a literature review ».

¹⁰² Olms et al., « Bacterial colonization and tissue compatibility of denture base resins ».

Une étude¹⁰³ s'est penchée sur l'influence de la température du milieu sur la toxicité des matériaux et il semblerait que lorsque la température augmente, la cytotoxicité augmente elle aussi. Ceci pourrait être dû à ce que la hausse de la température du milieu rapproche les matériaux de leur température de transition vitreuse (entre 104 et 170°C pour les résines thermoplastiques). Dans cette étude, les résines acryliques conventionnelles ne semblent pas compromettre la viabilité cellulaire, mais cela peut être dû au trop court temps d'incubation. Néanmoins on considère généralement que les résines acryliques conventionnelles, qui sont le résultat d'une polymérisation par condensation (formant donc des réseaux fixes de polymères dans les 3 dimensions de l'espace) et qui seront donc dégradées par des fortes chaleurs, sont d'une moins bonne compatibilité tissulaire que les résines thermoplastiques (formées par addition, les chaînes de polymères sont agrégées entre elles par des liaisons faibles de type van der Waals, qui peuvent potentiellement, sous des températures élevées, se mouvoir les unes par rapport aux autres sans théoriquement se dégrader). Or il semblerait que les résines thermoplastiques soient elles aussi capables d'induire cytotoxicité, comparable avec les résines traditionnelles¹⁰⁴.

Des études complémentaires sont donc nécessaires afin de déterminer les éléments chimiques responsables de la toxicité des résines polymérisées, notamment pour des températures élevées, ainsi que pour préciser le rôle local ou les éventuels effets plus généraux sur l'organisme des matières libérées par ces matériaux.

Il est à noter de plus qu'aucune étude sur la toxicité potentielle des polycarbonates n'a été répertoriée.

¹⁰³ Lee et al., « Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins ».

¹⁰⁴ Lee et al.

2.3. Application à la construction des prothèses amovibles à partir de résines thermoplastiques

L'un des inconvénients majeurs des PAP réalisées en tout résine est l'absence d'éléments de sustentation dentaires, due à l'impossibilité physique de placer ce genre d'éléments sur des dents - l'épaisseur nécessaire à de telles constructions requérant des propriétés bien supérieures à celles que l'on peut attendre des résines dentaires.

Cet élément compromet donc fortement les constructions en tout résine pour des prothèses d'usage et, même dans le cadre de prothèses de transition, il existe des règles à respecter pour réaliser des prothèses de bonne facture et qui ne nuisent pas au patient le temps de leur utilisation.

2.3.1 Efficacité masticatoire

Il s'agit là de déterminer si le matériau utilisé en selle prothétique peut influencer sur la capacité masticatoire d'un patient. Les études portant sur le sujet sont rares mais il semblerait que les patients équipés de prothèses en polyamide ou en acétal aient une capacité masticatoire réduite par rapport à des patients munis de prothèses en PMMA (les patients porteurs de prothèses en Valplast® ne semblant pas regagner significativement en efficacité masticatoire une fois la prothèse en bouche, voir tableau 13)¹⁰⁵.

Tableau 13 : Valeurs d'efficacité masticatoire chez des patients porteurs de PA faites de différents matériaux

Denture base material, days after insertion	Chewing efficiency coefficient			
	Median	Interquartile range	Minimum	Maximum
WT	0.77	0.12	0.63	0.97
PMMA, 7 days	1.02	0.13	0.90	1.29
PMMA, 30 days	1.07	0.17	0.93	1.32
PMMA, 90 days	1.10	0.17	0.87	1.34
AC, 7 days	0.89	0.06	0.81	1.09
AC, 30 days	0.94	0.11	0.82	1.15
AC, 90 days	0.93	0.13	0.77	1.16
PA, 7 days	0.79	0.06	0.69	0.95
PA, 30 days	0.81	0.09	0.73	0.96
PA, 90 days	0.80	0.11	0.68	0.96

WT – without denture, PMMA – polymethyl methacrylate, AC – acetal, PA – polyamide.

Source : Macura-Karbownik, Chladek, et Kasperski, « Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers », 2016.

¹⁰⁵ Macura-Karbownik, Chladek, et Kasperski, « Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers ».

En effet, la réaction des selles prothétiques à la pression occlusale est dépendante (quand il n’y a pas de châssis) de la rigidité du matériau. Les polyamides étant particulièrement souples, à force occlusale égale, une étude a trouvé des résultats montrant une prothèse en polyamide remplaçant un édentement de type III s’enfoncerait sur son support significativement plus qu’une prothèse en PMMA pour le même édentement (environ 1,4 mm contre 0,8 mm, respectivement)¹⁰⁶.

Il est alors intéressant de se pencher sur la contrainte à partir de laquelle un matériau subira une déformation plastique. En effet les forces occlusales pourraient être suffisantes pour déformer de manière définitive les matériaux. Ces forces occlusales moyennes pour des patients de tous âges étant évaluées à 40MPa environ^{107 108}. On utilisera donc cette valeur comme seuil, en la comparant à la contrainte à partir de laquelle un matériau se déforme de manière plastique (en fonction des études, la déformation recherchée pour délimiter la phase plastique de la phase élastique peut être de 0,01%, 0,02% ou 0,05% du volume initial). Les matériaux pouvant subir cette pression, dans les conditions de laboratoire, sans se déformer sont les polyesters, les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles (voir tableau 14)¹⁰⁹.

Tableau 14 : Valeurs des contraintes pour une déformation plastique de 0,05% pour différentes résines en test de flexion.

Les forces masticatoires étant en moyenne de 40MPa, il est intéressant de classer les matériaux en fonction de cette limite

		Contrainte de déformation plastique de 0,05% (Mpa)
Polyamide	PA12	14,3
	PACM12	35,9
Acrylique thermoplastique		25,3
Polycarbonate		42,3
Polyester		48,7
Acrylique conventionnelle		51,8

Source : Iwata, « Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures », 2016.

¹⁰⁶ Wadachi, Sato, et Igarashi, « Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials ».

¹⁰⁷ Song-Yu et al., « Postural stability and occlusal status among Japanese elderly ».

¹⁰⁸ Hidaka et al., « Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure ».

¹⁰⁹ Iwata, « Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures ».

2.3.2 Architecture des crochets de rétention

L'une des principales raisons faisant opter pour la résine plutôt que pour le métal est l'aspect esthétique : de nombreux auteurs s'intéressent donc à la possibilité de réaliser les crochets de rétention en résine, palliant ainsi l'inconvénient gris voyant du métal. Il faut donc essayer d'appréhender quelles formes doivent adopter ces éléments afin d'assurer leur fonction tout au long du port de la prothèse et, ce, en fonction des différents types de résines. Les propriétés à identifier sont la rétention à court et long terme et la déformation à l'usage, principalement. Peu d'études portent sur le sujet de manière complète et avec des modèles adaptés.

Une étude¹¹⁰ comparant un polyamide, un polyester et un polycarbonate interroge sur la possibilité d'utiliser les polyesters en élément de rétention, l'ensemble des différents crochets réalisés dans ce matériau se brisant en moins de 2000 cycles d'insertion/désinsertion (voir tableau 15). De même, les éléments en polycarbonate cèdent aisément quand ils sont réalisés en épaisseur trop importante (à partir de 0,75mm d'épaisseur). Seul le polyamide, finalement, est suffisamment ductile pour ne pas céder dans les limites fixées par l'expérimentateur mais produit des rétentions bien inférieures au polycarbonate.

Tableau 15 : Espace mesuré entre la pointe (« tip ») et le bras (« shoulder ») de crochets de rétention réalisés en polyester (« EST »), polyamide (« VAL ») et polycarbonate (« REI »), après 10 000 cycles d'insertion/désinsertion et pour des épaisseurs et largeurs différentes

(Les tirets indiquent des valeurs non mesurables du fait de la rupture de l'échantillon en cours de test)

Materials		EST		VAL		REI	
Undercut (mm)	Thickness (mm)	Tip (µm)	Shoulder* (µm)	Tip (µm)	Shoulder* (µm)	Tip (µm)	Shoulder* (µm)
0.25	0.5	—	—	37.5 (8.9)	101.3 (12.2)	—	—
	1.0	—	—	44.2 (13.3)	130.4 (38.8)	47.0 (n=4)	136.8 (n=4)
	1.5	—	—	40.3 (6.6)	148.9 (34.5)	41.9 (n=4)	150.9 (n=4)
	2.0	—	—	45.9 (10.4)	132.1 (28.2)	54.3 (n=2)	147.9 (n=2)
0.50	0.5	—	—	34.0 (5.8)	117.7 (16.5)	—	—
	1.0	—	—	31.5 (1.5)	121.4 (10.8)	48.4 (n=3)	145.7 (n=3)
	1.5	—	—	30.2 (5.2)	125.7 (17)	42.2 (n=2)	147.4 (n=2)
	2.0	—	—	30.2 (2.2)	122.5 (24.8)	49.7 (n=1)	148.9 (n=1)
0.75	0.5	—	—	43.3 (11.2)	107 (10.2)	—	—
	1.0	—	—	37.9 (3.6)	115.2 (10.3)	—	—
	1.5	—	—	46.4 (1.6)	127.4 (11.3)	—	—
	2.0	—	—	39.2 (1.7)	145.8 (14.8)	—	—

(): Standard deviation

*: In all thermoplastic resins, the gap distance of the clasp shoulder was significantly greater than that for the tip of the retentive clasp ($p < 0.05$).

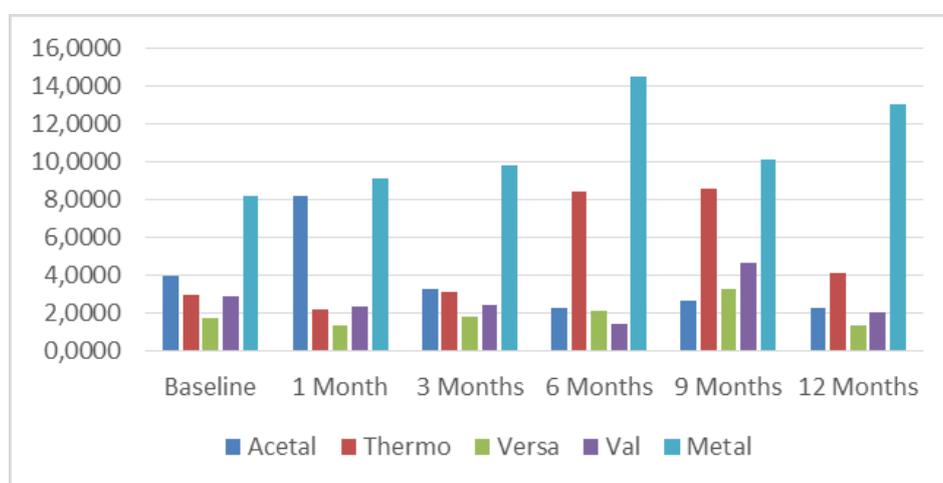
— : unmeasurable by sample fracture

Source : Osada et al., « Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force », 2013.

¹¹⁰ Osada et al., « Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force ».

Une autre étude comparant les rétentions entre crochets de métal, acétal, acrylique et polyamide pour des mêmes tailles ne semble pas trouver de cassure. Cependant les rétentions retrouvées pour les crochets en résine de 0,25mm de largeur sont insuffisantes pour être considérées comme valables cliniquement (on estime qu'un crochet doit avoir une force rétentive comprise entre 5N et 10N pour être cliniquement acceptable)¹¹¹.

Figure 13 : Histogramme représentant les forces rétentes obtenues pour des crochets en résine Acétal, résine acrylique (Thermo et Versa), polyamide (Val) et métalliques, après plusieurs cycles d'insertion/désinsertion.



Source : Aly Sadek, Dehis, et Hassan, « Comparative study clarifying the Most Suitable Material to Be Used as Partial Denture Clasps », 2018.

Ainsi, il semble qu'aucun crochet façonné à partir de résine thermoplastique ne puisse rivaliser en termes de rétention avec des crochets métalliques^{112 113 114}.

Certains préconisent alors de cacher un crochet métallique sous de la résine mais aucune étude ne peut aujourd'hui prétendre pouvoir appréhender le dessein standard que pourrait adopter un tel crochet de rétention.

¹¹¹ Aly Sadek, Dehis, et Hassan, « Comparative study clarifying the most suitable material to be used as partial denture clasps ».

¹¹² Arda et Arikian, « An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps ».

¹¹³ Tannous et al., « Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps ».

¹¹⁴ Aly Sadek, Dehis, et Hassan, « Comparative study clarifying the most suitable material to be used as partial denture clasps ».

Les crochets en résine ont l'inconvénient majeur de casser facilement ou de se déformer et ne plus assurer la rétention. Lorsque la résine de la prothèse peut se lier à de la résine auto-polymérisante, il est alors éventuellement possible par-là de remanier le crochet pour lui redonner sa rétention initiale mais la technique est délicate, aléatoire et peu durable¹¹⁵.

2.3.3 Schéma occlusal

Chez certains patients aux édentements complexes (secteur molaire absent, schéma occlusal sans contact dento-dentaire, résorption sévère des crêtes résiduelles), les prothèses seront davantage soumises aux forces occlusales. Sans élément sustentateur, elles subiront donc des mouvements de rotation et d'enfoncement dans les muqueuses, accélérant la résorption des crêtes résiduelles. De plus, ces mouvements de rotation entraînent une accumulation de contraintes au niveau du crochet de rétention, accélérant par là sa déformation (voire sa rupture). Il ne faut pas perdre de vue que même des dents résines n'adhère pas nécessairement à tous les types de résines (le polyamide et le polyester notamment), il faudra donc préparer un trou dans la dent prothétique afin qu'elle soit retenue de manière mécanique à la selle, exigeant alors un espace prothétique suffisamment important. Il semblerait donc justifié de ne pas prescrire de prothèses tout résine dans ces cas complexes¹¹⁶.

2.3.4 Facteurs anatomiques

Les schémas de PAP tout résine imposent de positionner le crochet sous la ligne de plus grand contour de la dent. Aussi, la forme du crochet et sa position sont-elles fonction de la morphologie de la dent support et du rempart alvéolaire ou de la position de la dent. Ainsi, chez les patients dont les dents sont courtes, un crochet résine pourrait manquer de capacité de rétention ; si la distance entre la ligne de plus grand contour et la gencive est peu importante, le crochet reposera majoritairement sur celle-ci et aura un effet d'autant plus délétère ; lorsque le rempart alvéolaire est très concave, ou lorsque la dent support est vestibuloversée, il est parfois compliqué voire impossible de réaliser un crochet de forme et d'épaisseur suffisante ou pouvant effectuer sa fonction sans casser. Notons aussi qu'un crochet résine perdant sa rétention ne peut être réactivé.

¹¹⁵ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 1, Definition and indication of non-metal clasp dentures ».

¹¹⁶ Fueki et al.

2.3.5 Hygiène bucco-dentaire

Si les crochets métalliques sont placés de façon à ne pas rentrer en contact avec la gencive, les propriétés physiques des résines ne permettent pas quant à elles de faire des crochets aux mêmes dimensions, et ledit crochet recouvrira donc la partie supérieure de la gencive attachée ou du vestibule. La zone devient alors plus susceptible aux caries et maladies parodontales du fait de la rétention de plaque due à la résine, phénomène s'amplifiant dans le temps à mesure que la résine devient de plus en plus poreuse. Les patients ne pouvant maintenir une bonne hygiène orale ou qui sont peu compliant ont donc un risque accru d'aggravation de la santé des tissus dentaires et parodontaux par rapport à une PAP conventionnelle¹¹⁷.

De plus, les prothèses sans support métallique dentaire ont tendance à s'enfoncer sur les crêtes, le crochet pouvant alors rajouter un traumatisme mécanique à la gencive qui le supporte.

2.3.6 Polissage

Les résines thermoplastiques ont tendance à devenir rapidement rugueuses. En comparaison à la résine acrylique, elles se polissent très mal au fauteuil et il est souvent nécessaire de disposer d'un appareillage spécifique de laboratoire pour polir ces matériaux.

2.3.7 Colorations

Si les prothèses en résine thermoplastique sont choisies pour leur bonne intégration esthétique, il est néanmoins à souligner que celles-ci, et notamment les polyamides et les polyesters, se colorent aisément avec le temps, que ceci soit dû à la dégradation de leur état de surface ou à des colorations exogènes, souvent les deux étant corrélés.

¹¹⁷ Fueki et al.

2.3.8 Relation avec le parodonte

La rigidité de la résine étant aussi fonction de la largeur de l'échantillon, il est généralement nécessaire d'augmenter les épaisseurs des PAP en résine par rapport à des prothèses à architecture métallique. La prothèse vient alors très largement au contact de la gencive attachée et peut avoir un effet délétère et entraîner des lésions parodontales, aggravé si l'hygiène orale n'est pas rigoureuse.

2.3.9 Confort

Même non polies, les résines restent dans le domaine de l'acceptable en terme de sensation clinique pour le patient, même si un inconfort primitif lié à l'espace occupé par la prothèse peut se faire sentir. Toutefois, les polyamides étant très ductiles, elles peuvent être construites en épaisseurs plus fines, rendant la prothèse plus légère et moins encombrante. A long terme les polyamides et les polyesters se dégradent suffisamment en surface et peuvent devenir rugueuses et engendrer une sensation d'inconfort.

La précision des méthodes d'injection de l'ensemble des résines est de plus suffisante pour ne pas créer de zones superflues ou saillantes.

3 : Discussion quant à l'utilisation de chaque type de résine

L'intérêt de connaître en détail les propriétés des différents types de résines est de pouvoir les utiliser à bon escient. Chaque matériau ayant des caractéristiques particulières il peut donc avoir son utilité propre et il incombe au chirurgien-dentiste prescripteur de la prothèse de maîtriser l'ensemble des procédés opératoires afin de garantir un résultat en accord avec la situation du patient pour apporter, au-delà d'un artifice prothétique, un soin véritable.

3.1. Résines acryliques thermoplastiques

Il existe de nombreux types de résines acryliques, selon leur mode de polymérisation, et, au sein de chaque groupe, une grande diversité de noms commerciaux (voir tableau 16, et dans l'industrie on retrouve le PMMA sous l'appellation de Plexiglas® par exemple). Les résines acryliques thermoplastiques sont généralement à base de PMMA et seuls le type et la quantité de plastifiant diffèrent entre les différents noms commerciaux retrouvés.

Tableau 16 : Noms commerciaux de différentes résines acryliques thermoplastiques et leurs fabricants

Product	Manufacturer
Acrytone	High Dental
Acryshot	BMG, Kyoto, Japan
Flexident AC	Talladium
Snow Resin	DK Mungyo, Pusan, Korea

Source : Lee et al., « Evaluation of the Flexural Mechanical Properties of Various Thermoplastic Denture Base Polymers », 2018.

Les résines acryliques sont des résines généralement rigides. Elles possèdent un module d'élasticité relativement grand et une bonne résistance à la flexion. Sur le plan mécanique les propriétés des résines acryliques thermoplastiques sont très inférieures à leurs analogues conventionnels. Leurs

modules d'élasticité et résistance à la flexion sont quasiment deux fois moindre et tombent donc sous la norme ISO 20795-1.

La plupart des résines de rebasage ou de réparation étant généralement constituées de méthacrylate, elles adhèrent de manière excellente à la résine acrylique, pourvu qu'elle soit enduite de monomère ; de même les dents résines du commerce sont compatibles avec ces résines, ne nécessitant pas alors de forme de préparation spécifique, elles peuvent être utilisées même dans des cas d'espace prothétique faible.

Toutefois, les résines acryliques absorbent toute l'humidité de manière relativement importante, surtout quand elles sont thermoplastiques, ce qui a tendance à diminuer leurs propriétés mécaniques. Cette capacité d'absorption fait aussi craindre le risque d'hydrolyse des composants en méthacrylate de méthyl –ou MMA- (voire la libération de phtalates, potentiels perturbateurs endocriniens, dans le cas des résines thermoplastiques) : ce matériau pourrait créer des irritations locales et des hypersensibilités chez certains patients¹¹⁸ ; mais l'effet sur l'organisme est encore méconnu. Il est certain que le MMA provoque une réponse des cellules mises à son contact, voire des changements structuraux et des études laissent à penser qu'il induirait en fait un stress oxydatif. Cependant de nombreuses interrogations demeurent sur l'impact biologique du MMA *in vivo*, et les conséquences d'une potentielle dégradation de ce composant sont mal connues. Des études réfléchissent au contraire à trouver dans la dégradation des résines acryliques un intérêt par une potentielle interaction positive avec l'environnement oral (incorporations d'antioxydants augmentant la biocompatibilité ou utilisation de systèmes de polymères particuliers afin de permettre la libération continue de certaines molécules... la recherche sur ce sujet dépasse alors les frontières de la sphère orale et intéresse plus largement le monde médical)¹¹⁹.

Les résines acryliques sont solubles dans le chloroforme, l'acétate d'éthyle, le toluène et le dichloroéthane. Il peut être attaqué par des acides minéraux.¹²⁰

Les résines acryliques possèdent donc une rigidité suffisante pour ne pas se déformer sous l'effet de contraintes, notamment les forces de mastication et leur degré de précision est suffisamment important pour pouvoir considérer les utiliser pour restaurer des édentements pluraux et en extensions. Toutefois elles nécessitent pour cela une épaisseur suffisante ; elles ne peuvent donc pas être utilisées comme élément de sustentation dentaire et, dans le cas d'une prothèse entièrement construite en résine, il n'est pas possible de former un décolletage du parodonte marginal des dents

¹¹⁸ Olveti et Hegedüs, « Typical symptoms of methyl acrylate sensitivity in wearers of acrylic denture ».

¹¹⁹ Bettencourt et al., « Biodegradation of acrylic based resins : a review ».

¹²⁰ Teoh, Tang, et Hastings, « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ».

résiduelles. Pour des prothèses d'usage, on préférera donc une armature métallique et les résines acryliques s'inscrivent alors parfaitement dans le cadre de l'élaboration d'une selle pour prothèse conventionnelle à châssis métallique, leur capacité de polissage et de réparation ou de rebasage, ainsi que leur état de surface stable dans le temps, étant compatible avec l'usage au long terme attendu de telles constructions.

Il est à noter que les résines acryliques conventionnelles étant rigides, elles ne peuvent être utilisées pour former des crochets puisqu'elles ont tendance à fracturer sans se déformer ; leur équivalent thermoplastique pourrait l'être mais aucune étude ne vient corréler cette assertion.

Elles ont aussi une faible résistance à l'impact, tout choc violent ou chute pouvant résulter en une fracture de l'appareil.

3.2. Polyamides

Ils sont généralement connus sous l'appellation de nylon. Il existe de nombreux différents types de polyamides, selon leur chimie élémentaire, et leurs propriétés varient d'un monomère à l'autre. En dentaire, on utilise généralement le PA12. Ainsi les propriétés mécaniques des nombreuses marques de polyamides (voir tableau 17), fonction aussi de leur fabrication, ne sont-elles pas exactement similaires et il serait de bon aloi de considérer comparer ces différents polyamides, dans les mêmes conditions de test. Néanmoins de grands traits caractéristiques peuvent être dégagés des nombreuses études portant sur les polyamides.

Leur principale caractéristique, et qui fit leur renommée et dont résulte le grand intérêt qui leur est porté dans la littérature, est leur résistance à la fracture. En corrélation, les polyamides sont des matériaux très peu rigides. Ces deux propriétés les ont rendus très intéressants pour certains auteurs du fait de leur capacité à pouvoir passer des contre-dépouilles, parfois importantes, sans céder. Ils ne sont pourtant pas exempts de déformations plastiques sur le long terme, mais, selon le polyamide, peuvent se déformer de manière importante sans rompre.

Leur résistance à l'impact et à l'usure est faible et leur état de surface est donc amené à se dégrader rapidement, ce qui est d'autant plus dommageable que leur polissage est difficile sans le matériel adéquat –il faut rappeler que leur température de transition vitreuse étant relativement basse (entre 40-45°C) et les instruments à polir ayant tendance à chauffer la surface du matériau, les résultats sont souvent insatisfaisants.

De manière constante, les polyamides ne se lient pas aux résines auto-polymérisantes; les réparations ou rebasages sont encore aujourd'hui obligatoirement réalisés en laboratoire.

Généralement les polyamides sont peu absorbants ; cependant il faut signaler que le Lucitone FRS® (un des polyamides avec les plus hauts modules élastiques) est, au contraire, l'un des matériaux les plus absorbants parmi l'ensemble des résines thermoplastiques¹²¹.

Ils sont solubles dans certains solvants (les phénols, crésols, l'acide formique, l'acide nitrique) et les alcools peuvent dissoudre certains copolymères¹²².

La coloration des polyamides semble plus importante que des résines acryliques, il faut donc s'attendre à des changements de couleur visible des constructions en polyamide sur le long terme.

Même si peu d'études viennent traiter du sujet, il semblerait que, parmi les polyamides, le Valplast® soit particulièrement peu précis lors de son modelage et il serait donc difficile à utiliser dans le cas d'édentements pluraux ou en extension ; même si la technique du recuit semble grandement améliorer la précision du matériau –mais d'autres études sur le sujet sont nécessaires pour confirmer les résultats.

L'ensemble des polyamides sont hypoallergéniques.

Tableau 17 : Noms commerciaux de différentes résines polyamides thermoplastiques et leurs fabricants

Product	Manufacturer
Flexident Regular	Talladium, Vallencia, CA, USA
Flexstar-V	Ticonium, Albany, NY, USA
Luciton FRS	Dentsply, York, PA, USA
Rezen NF	High Dental, Osaka, Japan
Smiletone	KEP, Seoul, Korea
Valplast	Valplast, Westbury, NY, USA

Source : Lee et al., « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers », 2018.

Les principaux polyamides peuvent se séparer en deux groupes, le PA12 et le PACM12, aux propriétés légèrement différentes. Dans la majorité des études on retrouve le Valplast® (PA12) et le Lucitone

¹²¹ Takabayashi, « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ».

¹²² Teoh, Tang, et Hastings, « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ».

FRS®(PACM12); nous reviendrons donc sur ces matériaux en tant que représentants de chacun des deux groupes.

3.2.1. Valplast®

Le Valplast®, commercialisé pour la première fois en 1951, est considéré comme l'un des précurseurs de l'utilisation des polyamides dans le cadre des prothèses dentaires. Constitué à 99% de PA12, il possède un faible module d'élasticité (comparé aux résines acryliques par exemple) et une résistance à la flexion à seulement un tiers de celle généralement retrouvée pour des résines acryliques. Il est donc élastique et facilement déformable. Il est donc peu sensible à la fracture, que ce soit sous l'effet de forces occlusales importantes, ou pour passer des contre-dépouilles importantes, mais risque de se déformer à l'usage.

Il se travaille entre 240-280°C et sa température de transition vitreuse est voisine de 40°C, faisant craindre des déformations quand en milieu chaud (boissons chaudes...).

Dans son usage dentaire, il n'existe qu'en une seule couleur, un rose semi-transparent ; sa transparence relative, en fait un matériau généralement bien accepté sur le plan esthétique. Cependant son état de surface devient rapidement rugueux et le matériau se colore sensiblement une fois en bouche, devenant plus sombre, et devient plus rétentif pour la plaque bactérienne. Il peut être repoli dans un laboratoire habitué à travailler le Valplast® (il est très difficile à fraiser ou polir au fauteuil, et mieux vaut ne pas avoir à faire de retouche de la prothèse).

Sa densité faible et la possibilité de faire des épaisseurs moindres en feraient un matériau dont les prothèses sont plus confortables pour les patients. Cependant, il n'adhère pas aux dents résine et les prothèses réalisées dans ce matériau nécessitent donc un espace prothétique relativement important au niveau des dents à remplacer.

Pour de larges édentements ou dans le cas de construction en extensions il est difficile d'ajuster le matériau de manière précise ; et, du fait que le Valplast® fléchit sous des forces relativement faibles, les prothèses ainsi réalisées auront tendance à ployer, en résultant un confort masticatoire moindre. Il est aussi assez difficile d'ajuster les crochets faits en polyamide, et leurs épaisseurs et largeurs sont donc souvent augmentées. De fait, même dans les zones antérieures, les prothèses réalisées entièrement en Valplast semblent induire des récessions parodontales dès 3 mois après port en bouche.

On pourrait donc imaginer utiliser le Valplast® en tant que base de selles de prothèse à châssis métallique, mais ses propriétés pâlissent en comparaison à d'autres matériaux et il ne semble pas y avoir d'intérêt à le préférer à ceux-ci.

Au final, certains auteurs ne lui prêtent comme indication que d'être utilisé pour des prothèses de rechange ou des prothèses de transition au rôle uniquement esthétique¹²³.

3.2.2. Lucitone FRS®

Le Lucitone FRS® est un polyamide microcristallin, le rendant plus résistant et plus dur que le Valplast®. Il est donc légèrement plus durable, notamment au niveau de sa stabilité colorimétrique et de son état de surface, mais reste en deçà d'autres matériaux. Il est aussi plus précis au modelage et peut se fraiser et se polir plus facilement que d'autres polyamides.

Comme le Valplast®, il n'adhère pas à d'autres résines et peut perdre en ajustement avec le temps.

On le préférera dans les zones où la prothèse assure uniquement un rôle esthétique.

3.3. Polycarbonates

Les polycarbonates sont issus de la volonté d'améliorer les caractéristiques des résines thermoplastiques, notamment après qu'elles aient reçu l'autorisation d'être remboursées par l'assurance maladie japonaise –on les retrouvera donc dans le monde dentaire principalement produits par des marques nippones (voir tableau 18).

Ils sont globalement similaires aux résines acryliques. En termes de résistance à la flexion et de module d'élasticité, notamment, ils se détachent des autres résines thermoplastiques. Ils ont cependant une résistance à l'impact supérieure aux résines acryliques, sont très peu absorbants, mais leur état de surface se dégrade plus facilement (dans l'industrie, les polycarbonates sont les pendants des résines acryliques et sont utilisés dans des domaines similaires, notamment la fabrication de vitres à différents usage, cependant seuls les polycarbonates, en épaisseur suffisante, peuvent servir à la réalisation de vitres pare-balles)¹²⁴.

Ils se lient relativement aisément à d'autres résines (le joint se dégrade cependant à l'usage) et peuvent se travailler et se polir de la même façon que des résines acryliques. Ils sont peu sensibles aux variations colorimétriques.

¹²³ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ».

¹²⁴ Hydrosight GmbH, « Acrylic vs polycarbonate ».

Ils sont hypoallergéniques. Leur résistance chimique est néanmoins limitée : ils sont sensibles aux acides minéraux et aux solutions basiques, ainsi qu'à l'ammoniac et aux amines¹²⁵.

Leur température de transition vitreuse se situe généralement autour de 145°C.

Leur principal inconvénient constitue leur adaptation : ils sont parmi les matériaux les moins précis, même après recuit. Néanmoins, la méthode de recuit diminue considérablement leur résistance à l'impact et les rend fragile en augmentant le degré de cristallinité du matériau. Ils sont donc assez difficiles à manipuler en laboratoire¹²⁶.

On pourrait donc considérer les utiliser de la même manière que les résines acryliques, notamment dans le cas d'allergie à ces matériaux, même si leur adaptation est moins bonne que celles-ci. Néanmoins, du fait de leur bonne résistance à l'impact on pourrait considérer les utiliser chez des patients sujets à laisser échapper leur prothèse, ou les soumettant à des forces plus vives, tels les patients atteints de Parkinson ou les patients âgés atteints de troubles rhumatismaux. On peut cependant éviter de les utiliser dans le cadre de prothèses immédiates, le joint avec le matériau de rebasage pouvant se dégrader dans le temps et leur adaptation étant encore à améliorer.

Il ne semble pas exister de différence significative entre les polycarbonates, le Reigning N[®] étant simplement une version nouvelle et plus résistante du Reigning[®] et le JetCarbo semblant plus rigide que son équivalent Reigning, cependant de études seraient nécessaires si l'on souhaite distinguer réellement les propriétés des différents polycarbonates.

Les polycarbonates étant issus du bisphénol A, on pourrait craindre l'hydrolyse des chaînes de polymères et le relargage de bisphénol dans l'organisme. Cependant aucune étude portant sur cet effet potentiel avec des prothèses en polycarbonate n'a été réalisée.

Tableau 18 : Noms de différentes résines polycarbonates thermoplastiques et leurs fabricants

Generic name	Product name	Manufacturer
Polycarbonate	Reigning N	Toushinyoukou
	Reigning	Toushinyoukou
	JET CARBO-S	HIGH-DENTAL.JAPAN
	JET CARBO RESIN	HIGH-DENTAL.JAPAN

Source : Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II », 2014.

¹²⁵ Teoh, Tang, et Hastings, « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ».

¹²⁶ Teoh, Tang, et Hastings.

3.4. Polyesters

Les polyesters sont relativement nouveaux parmi les matériaux dentaires (ils sont très répandus dans le monde de l'industrie, servant par exemple à produire des bouteilles en plastique ou autres contenants), ce qui explique le peu de variété dans les produits disponibles sur le marché (voir tableau 19).

Ils possèdent des propriétés physiques moyennes, bien que leur résistance à l'impact et leur dureté de surface soient toutes deux particulièrement basses. Ils sont donc sujets à la fracture (bien que la version EstheShot Bright® ait été modulée afin de plus ressembler à un polyamide, en abaissant son module d'élasticité) et deviennent rapidement rugueux à l'usage.

Ils adhèrent plutôt bien aux résines de réparations. Ils sont aussi les matériaux avec le meilleur degré de précision au modelage parmi les résines thermoplastiques.

Bien qu'ils dénotent d'une absorption hydrique moindre que les résines acryliques, ils connaissent des variations de couleur rapides et importantes quand en immersion dans un milieu colorant.

Leur température de transition vitreuse est de 86°C. Comme les polyamides, ils ont donc tendance à se ramollir lors du polissage et nécessitent un appareillage spécifique.

Ils sont résistants à la plupart des solvants exceptés les acides et bases forts.¹²⁷

Les rares études s'intéressant à la possibilité d'utiliser un crochet de rétention en polyester notent qu'ils cèdent aisément après quelques cycles, quelle que soit l'architecture dudit crochet¹²⁸ ; il semblerait donc que les polyesters soient à bannir de la liste de choix de ce genre de constructions.

Ces matériaux trouvent donc encore peu d'indications, requérant d'être placés de telle manière à recevoir le moins de stress possible¹²⁹.

Aucune étude à ce jour ne s'intéresse à la dégradation de ce composant en milieu aqueux, mais l'on pourrait s'attendre la libération de phtalates à long terme de la part de ce matériau, d'autant plus que son absorption hydrique est importante.

Tableau 19 : Noms de différentes résines polyesters thermoplastiques et leur fabricant

Generic name	Product name	Manufacturer
Polyester	EstheShot Bright	i-Cast
	EstheShot	i-Cast

Source : Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part II », 2014.

¹²⁷ Teoh, Tang, et Hastings.

¹²⁸ Osada et al., « Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force ».

¹²⁹ Fueki et al., « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ».

Conclusion

Les données disponibles sur les résines thermoplastiques sont encore insuffisantes pour dégager un consensus clair quant à leur utilisation. Cependant un certain nombre de points peuvent d'ores et déjà être éclaircis.

En termes de propriétés mécaniques, seuls les polycarbonates et les résines acryliques conventionnelles peuvent prétendre satisfaire les critères de rigidités nécessaires pour répondre aux impératifs de la PAP. Ce sont aussi les deux seuls à garantir une stabilité colorimétrique et d'état de surface à l'usage. En cas d'hypersensibilité au méthacrylate, le polycarbonate représente une alternative tout à fait satisfaisante. Les résines de PAP pourraient même être réalisées avec ce matériau si tant est que la précision d'adaptation soit améliorée.

Cependant ces résines ne permettent pas encore de répondre à l'ensemble des critères nécessaires à l'élaboration d'une PAP satisfaisante, notamment sur le plan biologique, puisque l'épaisseur de résine nécessaire pour garantir des appuis, des potences ou des crochets crée des conditions nocives pour les tissus dentaires et parodontaux voisins. L'utilisation du métal à l'élaboration d'une PAP d'usage reste encore indispensable et les hypersensibilités aux métaux –bien qu'aucune étude épidémiologique ne vienne nous préciser l'incidence réelle de ces hypersensibilités en rapport à des châssis métalliques- pourraient poser un problème pour leur réalisation, sans qu'aucune construction pérenne et non délétère ne puisse venir s'en faire la remplaçante.

Toutefois il apparaît clair que les objectifs de qualité fixés par les concepts de réalisation de PAP constituent des impératifs qui ne peuvent être réduits sans conséquences¹³⁰. Les praticiens doivent ainsi se porter garants des résultats de leur prescription mais aussi de la connaissance des causes et conséquences, de l'ensemble des circonstances et conditions qui mènent à l'élaboration du diagnostic puis du choix de traitement. La prescription puis la réalisation d'une prothèse ne doit pas se justifier uniquement par la volonté de remplacer ce qui fut perdu, auquel cas il n'existe pas de raison de laisser aux seuls chirurgiens-dentistes le soin d'élaborer ladite prothèse. En réalité, ce qui justifie cette exclusivité de traitement est l'attention, le soin et l'effort réalisés afin de préserver ce qui reste des mécanismes physiologiques de la sphère orale et de permettre leur bonne application avec les conditions propres au patient. La conservation des éléments dentaires et parodontaux est ainsi un objectif primordial, biologique comme psychologique. Notre objectif de chirurgien-dentiste s'inscrit

¹³⁰ DeVan, « The nature of the partial denture foundation : suggestions for its preservation ».

alors plus dans la préservation la plus intègre des organes restants plutôt que dans la machinale restauration des éléments manquants. Prescrire un appareillage potentiellement nocif est une faute et face à la clarté des éléments avancés dans bon nombre d'études il apparait important de ne plus essayer de prescrire un ensemble de constructions qui, au prétexte qu'elles permettent un gain de temps ou d'argent considérable au praticien comme au patient, se voient élever au même rang que des réalisations réellement bénéfiques qui, elles seules, peuvent avoir le mérite d'être considérées comme des soins.

Néanmoins il n'est pas impossible que la prothèse amovible s'ouvre de nouvelles voies qui changeront ses paradigmes actuels grâce aux considérables progrès réalisés dans les domaines de la chimie ou des nouvelles technologies, voire s'ouvre les portes de domaines plus médicaux, comme celui de la délivrance de substances à visée thérapeutique.

Bibliographie

Abuzar, M.A., S. Bellur, N. Duong, Billy B. Kim, P. Lu, N. Palfreyman, D. Surendran, et V. T. Tran. « Evaluating surface roughness of a polyamide denture base material in comparison with poly (methyl methacrylate) ». *Journal of oral science* 52, n° 4 (2010): 577-81.

<https://doi.org/10.2334/josnurd.52.577>.

Al Jabbari, Y. S. « Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys : a review of the literature ». *The journal of advanced prosthodontics* 6, n° 2 (2014): 138-45.

<https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.2.138>.

Aly Sadek, S., W. M. Dehis, et H. Hassan. « Comparative study clarifying the most suitable material to be used as partial denture clasps ». *Open access Macedonian journal of medical sciences* 6, n° 6 (2018): 1111-19. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.226>.

Arda, T., et A. Arikan. « An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps ». *The journal of prosthetic dentistry* 94, n° 3 (2005): 267-74.

<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2005.06.009>.

Batarec, E., et D. Buch. *Abrégé de prothèse adjointe partielle*. Paris : Masson, 1989.

Behr, M., F. Zeman, T. Passauer, M. Koller, S. Hahnel, R. Buegers, R. Lang, G. Handel, et C. Kolbeck. « Clinical performance of cast clasp-retained removable partial dentures: a retrospective study ». *The international journal of prosthodontics* 25, n° 2 (2012): 138-44.

Berger, J. C., C. F. Driscoll, E. Romberg, Q. Luo, et G. Thompson. « Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing ». *Journal of prosthodontics* 15, n° 3 (2006): 180-86.

<https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2006.00098.x>.

Bettencourt, A. F., C. B. Neves, M. S. de Almeida, L. M. Pinheiro, S. Arantes e Oliveira, L. P. Lopes, et M. F. Castro. « Biodegradation of acrylic based resins : a review ». *Dental materials* 26, n° 5 (2010): e171-80. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.006>.

Bregnbak, D., J. D. Johansen, M. S. Jellesen, C. Zachariae, T. Menné, et J. P. Thyssen. « Chromium allergy and dermatitis : prevalence and main findings ». *Contact dermatitis* 73, n° 5 (2015): 261-80.

<https://doi.org/10.1111/cod.12436>.

Bridgeport, D. A., W. A. Brantley, et P. F. Herman. « Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics. Part 1, Mechanical properties ». *Journal of prosthodontics* 2, n° 3 (1993): 144-50. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.1993.tb00398.x>.

Burdairon, G. *Abrégé de biomatériaux dentaires*. 2e éd. Paris : Masson, 1989.

DeVan, M. M. « The nature of the partial denture foundation : suggestions for its preservation ». *The journal of prosthetic dentistry* 2, n° 2 (1952): 210-18. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(52\)90048-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(52)90048-6).

Douglass, C. W., A. Shih, et L. Ostry. « Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020 ? » *The journal of prosthetic dentistry* 87, n° 1 (2002): 5-8. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.121203>.

Dunn, J. R. « Patient swallows removable partial denture : a clinical report ». *The journal of prosthetic dentistry* 76, n° 6 (1996): 571-72. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(96\)90430-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(96)90430-8).

Ekanem, V. J., O. N. Obuekwe, et A. Unuigbo. « Death from ingestion of removable partial denture : a case report ». *The Nigerian postgraduate medical journal* 12, n° 1 (2005): 65-66.

Fueki, K., C. Ohkubo, M. Yatabe, I. Arakawa, M. Arita, S. Ino, T. Kanamori, et al. « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 1, Definition and indication of non-metal clasp dentures ». *Journal of prosthodontic research* 58, n° 1 (2014): 3-10. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.12.002>.

———. « Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin. Part 2, Material properties and clinical features of non-metal clasp dentures ». *Journal of prosthodontic research* 58, n° 2 (2014): 71-84. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2014.03.002>.

Funayama, K., J. Fujihara, H. Takeshita, et H. Takatsuka. « An autopsy case of prolonged asphyxial death caused by the impacted denture in the esophagus ». *Legal medicine* 23 (2016): 95-98. <https://doi.org/10.1016/j.legalmed.2016.10.006>.

Gad, M. M., S. M. Fouda, A. S. ArRejaie, et A. M. Al-Thobity. « Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases ». *Journal of prosthodontics* 0, n° 0 (s. d.). <https://doi.org/10.1111/jopr.12605>.

Giovannitti, J. A. « Aspiration of a partial denture during an epileptic seizure ». *Journal of the American dental association* 103, n° 6 (1981): 895. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1981.0404>.

Goiato, M. C., D. M. Santos, M. F. Haddad, et A. A. Pesqueira. « Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures ». *Brazilian oral research* 24, n° 1 (2010): 114-19. <https://doi.org/10.1590/S1806-83242010000100019>.

Goodacre, C. J. « A dislodged and swallowed unilateral removable partial denture ». *The journal of prosthetic dentistry* 58, n° 1 (1987): 124-25. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(87\)80159-2](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(87)80159-2).

Hamanaka, I., M. Iwamoto, L. V. J. Lassila, P. K. Vallittu, et Y. Takahashi. « Wear resistance of injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Acta biomaterialia odontologica scandinavica* 2, n° 1 (2016): 31-37. <https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1135747>.

Hamanaka, I., M. Iwamoto, L. Lassila, P. Vallittu, H. Shimizu, et Y. Takahashi. « Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Acta odontologica scandinavica* 72, n° 8 (2014): 859-65. <https://doi.org/10.3109/00016357.2014.919662>.

Hamanaka, I., H. Shimizu, et Y. Takahashi. « Bond strength of a chairside autopolymerizing relining resin to injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Journal of prosthodontic research* 61, n° 1 (2017): 67-72. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2016.04.006>.

———. « Shear bond strength of an autopolymerizing repair resin to injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Acta odontologica scandinavica* 71, n° 5 (2013): 1250-54. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.757645>.

Hamanaka, I., Y. Takahashi, et H. Shimizu. « Mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Acta odontologica scandinavica* 69, n° 2 (2011): 75-79. <https://doi.org/10.3109/00016357.2010.517557>.

Hashmi, S., J. Walter, W. Smith, et S. Latis. « Swallowed partial dentures ». *Journal of the royal society of medicine* 97, n° 2 (2004): 72-75.

Hidaka, O., M. Iwasaki, M. Saito, et T. Morimoto. « Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure ». *Journal of dental research* 78, n° 7 (1999): 1336-44. <https://doi.org/10.1177/00220345990780070801>.

Hydrosight GmbH. « Acrylic vs polycarbonate ». Consulté le 31 janvier 2019. <https://www.hydrosight.com/acrylic-vs-polycarbonate-a-quantitative-and-qualitative-comparison/>.

Iwata, Y. « Assessment of clasp design and flexural properties of acrylic denture base materials for use in non-metal clasp dentures ». *Journal of prosthodontic research* 60, n° 2 (2016): 114-22. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2015.11.003>.

Katsumata, Y., S. Hojo, N. Hamano, T. Watanabe, H. Yamaguchi, S. Okada, T. Teranaka, et S. Ino. « Bonding strength of autopolymerizing resin to nylon denture base polymer ». *Dental materials journal* 28, n° 4 (2009): 409-18. <https://doi.org/10.4012/dmj.28.409>.

Kawara, M., Y. Iwata, M. Iwasaki, Y. Komoda, T. Iida, T. Asano, et O. Komiyama. « Scratch test of thermoplastic denture base resins for non-metal clasp dentures ». *Journal of prosthodontic research* 58, n° 1 (2014): 35-40. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2013.10.002>.

Kim, H-R., S-H. Jang, Y. K. Kim, J. S. Son, B. K. Min, K-H. Kim, et T-Y. Kwon. « Microstructures and mechanical properties of Co-Cr dental alloys fabricated by three CAD/CAM-based processing techniques ». *Materials* 9, n° 7 (2016): 596. <https://doi.org/10.3390/ma9070596>.

Knowles, J. E. « Inhalation of dental plates--a hazard of radiolucent materials ». *The journal of laryngology and otology* 105, n° 8 (1991): 681-82.

Lee, H-H., C-J. Lee, et K. Asaoka. « Correlation in the mechanical properties of acrylic denture base resins ». *Dental materials journal* 31, n° 1 (2012): 157-64. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-205>.

Lee, H-H., J-H. Lee, T-H. Yang, Y-J. Kim, S-C. Kim, G-R. Kim, H-R. Kim, C-J. Lee, et C. Okubo. « Evaluation of the flexural mechanical properties of various thermoplastic denture base polymers ». *Dental materials journal*, 2018. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-373>.

Lee, J-H., S-H. Jun, S-C. Kim, C. Okubo, et H-H. Lee. « Investigation of the cytotoxicity of thermoplastic denture base resins ». *The journal of advanced prosthodontics* 9, n° 6 (2017): 453-62. <https://doi.org/10.4047/jap.2017.9.6.453>.

Macura-Karbownik, A., G. Chladek, et J. Kasperski. « Chewing efficiency and occlusal forces in PMMA, acetal and polyamide removable partial denture wearers », 2016, 8.

Mani, G. « Metallic biomaterials : cobalt-chromium alloys ». In *Handbook of biomaterial properties*, édité par W. Murphy, J. Black, et G. W. Hastings, 2nd ed., 159-66. New York : Springer, 2016.

Moldovan, O., H. Rudolph, et R. G. Luthardt. « Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition: a systematic literature review ». *Clinical oral investigations* 20, n° 7 (2016): 1435-47. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1873-5>.

Nimmo, S. S., A. Nimmo, et G. A. Chin. « Ingestion of a unilateral removable partial denture causing serious complications ». *Oral surgery, oral medicine, oral pathology* 66, n° 1 (1988): 24-26. [https://doi.org/10.1016/0030-4220\(88\)90060-6](https://doi.org/10.1016/0030-4220(88)90060-6).

Oh, J-W., J-M. Seo, S-K. Ahn, J-M. Park, C-K. Kang, et K-Y. Song. « Surface roughness and candida albicans adhesion to flexible denture base according to various polishing methods ». *The journal of korean academy of prosthodontics* 50, n° 2 (2012): 106-11. <https://doi.org/10.4047/jkap.2012.50.2.106>.

Olms, C., M. Yahiaoui-Doktor, T. Remmerbach, et C. S. Stingu. « Bacterial colonization and tissue compatibility of denture base resins ». *Dentistry journal* 6, n° 2 (2018). <https://doi.org/10.3390/dj6020020>.

Olveti, E., et C. Hegedüs. « Typical symptoms of methyl acrylate sensitivity in wearers of acrylate denture ». *Fogorvosi szemle* 90, n° 1 (1997): 19-26.

Osada, H., H. Shimpo, T. Hayakawa, et C. Ohkubo. « Influence of thickness and undercut of thermoplastic resin clasps on retentive force ». *Dental materials journal* 32, n° 3 (2013): 381-89. <https://doi.org/10.4012/dmj.2012-284>.

Polychronakis, N., A. Sarafianou, A. Zissis, et T. Papadopoulos. « The influence of thermocycling on the flexural strength of a polyamide denture base material ». *Acta stomatologica croatica* 51, n° 4 (2017): 309-15. <https://doi.org/10.15644/asc51/4/5>.

Prokopakis, E., D. Ioannidis, D. Georgopoulos, et G. Velegrakis. « An aspirated partial denture as a complication in status epilepticus ». *Intensive care medicine* 40, n° 4 (2014): 616-17. <https://doi.org/10.1007/s00134-013-3206-3>.

Ruiter, M. H. T. de, Ph A. Van Damme, et J. P. H. Drenth. « Serious complications following (removal after) ingestion of a partial denture ». *Nederlands tijdschrift voor tandheelkunde* 115, n° 5 (2008): 267-70.

Sasaki, H., I. Hamanaka, Y. Takahashi, et T. Kawaguchi. « Effect of reinforcement on the flexural properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Journal of prosthodontics* 26, n° 4 (2017): 302-8. <https://doi.org/10.1111/jopr.12419>.

Song-Yu, X., O. M. M. Rodis, S. Ogata, J. Can-Hu, M. Nishimura, et S. Matsumura. « Postural stability and occlusal status among Japanese elderly ». *Gerodontology* 29, n° 2 (2012): e988-97. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2011.00596.x>.

Takabayashi, Y. « Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures ». *Dental materials journal* 29, n° 4 (2010): 353-61. <https://doi.org/10.4012/dmj.2009-114>.

Takahashi, Y., I. Hamanaka, et H. Shimizu. « Effect of thermal shock on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins ». *Acta odontologica scandinavica* 70, n° 4 (2012): 297-302. <https://doi.org/10.3109/00016357.2011.600719>.

———. « Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion ». *Acta odontologica scandinavica* 71, n° 3-4 (2013): 716-20. <https://doi.org/10.3109/00016357.2012.715196>.

Tannous, F., M. Steiner, R. Shahin, et M. Kern. « Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps ». *Dental materials* 28, n° 3 (2012): 273-78. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>.

Teoh, S. H., Z. G. Tang, et G. W. Hastings. « Thermoplastic polymers in biomedical applications : structures, properties and processing ». In *Handbook of biomaterial properties*, édité par W. Murphy, J. Black, et G. W. Hastings, 2nd ed., 261-90. New York : Springer, 2016.

Ucar, Y., T. Akova, et I. Aysan. « Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials ». *Journal of prosthodontics* 21, n° 3 (2012): 173-76. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00804.x>.

Vojdani, M., et R. Giti. « Polyamide as a denture base material: a literature review ». *Journal of dentistry* 16, n° 1 Suppl (2015): 1-9.

Wada, J., K. Fueki, M. Yatabe, H. Takahashi, et N. Wakabayashi. « 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 odontologica scandinavica* 73, n° 1 (2015): 33-37.

<https://doi.org/10.3109/00016357.2014.946966>.

Wadachi, J., M. Sato, et Y. Igarashi. « Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials ». *Dental materials journal* 32, n° 3 (2013): 508-11. <https://doi.org/10.4012/dmj.2013-061>.

Wieckiewicz, M., V. Opitz, G. Richter, et K. W. Boening. « Physical properties of polyamide-12 versus PMMA denture base material ». *Biomed research international* 2014 (2014).

<https://doi.org/10.1155/2014/150298>.

Table des figures

Figure 1 : Schéma représentant un polymère de méthacrylate de méthyle	12
Figure 2 : Schéma représentant un polymère de polyamide.....	13
Figure 3 : Schéma représentant un polymère de poly(téréphtalate d'éthylène)	13
Figure 4 : Schéma représentant un polymère de polycarbonate	14
Figure 5 : Schéma d'un polymère de polyoxyméthylène	14
Figure 6 : Photo de spécimens de différentes résines après un test de traction et courbes représentant les comportements de ces mêmes matériaux durant le même test.	23
Figure 7 : Histogramme indiquant les capacités d'absorption de l'eau de différentes résines.....	24
Figure 8 : Histogramme comparant les résistances à la flexion (haut) et module d'élasticité de différentes résines thermoplastiques après avoir baigné dans l'eau (à 37°C pendant 50heures) et testé en milieu aqueux (en bleu roi), après avoir baigné dans l'eau et testé en milieu aérien (bleu clair) et après avoir été stocké dans des conditions atmosphériques normales et testé en milieu aérien (rose).	25
Figure 9 : Histogrammes représentant les résistances à la flexion (à gauche) et modules d'élasticité (à droite) de différentes résines, après bain dans une eau à 37°C pendant 50h (en gris) et après un bain dans une eau à 37°C pendant 50h et 50 000 cycles thermiques à 5°C et 55°C (en noir).....	26
Figure 10 : Histogramme représentant les moyennes d'adhésion d'un polyamide (LT), une résine acrylique (QA) et d'un polycarbonate (BC) selon différents traitements de surface. (Cont = aucun traitement de surface ; SB = sablage à l'alumine ; RP = application de monomère ; SR = sablage à l'alumine et application de monomère ; RE = traitement tribochimique et application de silane).	33
Figure 11 : Histogramme représentant les moyennes des angles de contact retrouvés pour différentes résines.....	34
Figure 12 : Histogramme montrant les valeurs des paramètres observés à la spectrophotométrie pour différents matériaux, après avoir reposés dans une solution à base de café (en gris) ou à base de curry (en blanc) pendant 60 heures.	36
Figure 13 : Histogramme représentant les forces rétentives obtenues pour des crochets en résine Acétal, résine acrylique (Thermo et Versa), polyamide (Val) et métalliques, après plusieurs cycles d'insertion/désinsertion.	43

Table des tableaux

Tableau 1 : Moyennes et écart-types de propriétés mécaniques obtenues pour des alliages chrome-cobalt lors de tests de traction.....	10
Tableau 2 : Méthodes de mise en forme conseillées par les fabricants pour différentes résines.....	18
Tableau 3 : Modules d'élasticité retrouvés dans différentes études pour plusieurs résines du commerce	20
Tableau 4 : Résistances maximales à la flexion retrouvées dans différentes études pour plusieurs résines du commerce	21
Tableau 5 : Résistances à la traction pour différentes résines du commerce dans différentes études	22
Tableau 6 : Des résultats du test de résistance à l'impact de Charpy pour différentes résines, avec ou sans cycles thermiques (50 000 cycles de 1min dans de l'eau à 5°C ou 55°C – les exposants désignent des groupes non significativement différents).....	28
Tableau 7 : Duretés de différentes résines du commerce pour un test de nano-indentations.....	29
Tableau 8 : Duretés Knoop comparées pour différents matériaux.....	29
Tableau 9 : Valeurs moyennes obtenues après scratch test sur différentes résines thermoplastiques (HC et PR = résines acryliques ; VLP et FRS = polyamides ; ES et ESB = polyesters).....	31
Tableau 10 : Moyennes d'adhésion (en MPa) d'une résine autopolymérisante à différentes résines thermoplastiques polymérisées par injection selon différents traitements de surface.....	32
Tableau 11 : Différentes méthodes utilisées lors du modelage des résines thermoplastiques (« annealing » = recuit).....	37
Tableau 12 : Moyennes des écarts (en μm) entre le plâtre et la résine pour différentes résines thermoplastiques et une résine acrylique (AC = résine acrylique, ES et ES-B = polyesters, LF = Lucitone FRS® ; RN = polycarbonate).....	38
Tableau 13 : Valeurs d'efficacité masticatoire chez des patients porteurs de PA faites de différents matériaux	40
Tableau 14 : Valeurs des contraintes pour une déformation plastique de 0,05% pour différentes résines en test de flexion.....	41
Tableau 15 : Espace mesuré entre la pointe (« tip ») et le bras (« shoulder ») de crochets de rétention réalisés en polyester (« EST »), polyamide (« VAL ») et polycarbonate (« REI »), après 10 000 cycles d'insertion/désinsertion et pour des épaisseurs et largeurs différentes.....	42
Tableau 16 : Noms commerciaux de différentes résines acryliques thermoplastiques et leurs fabricants	47

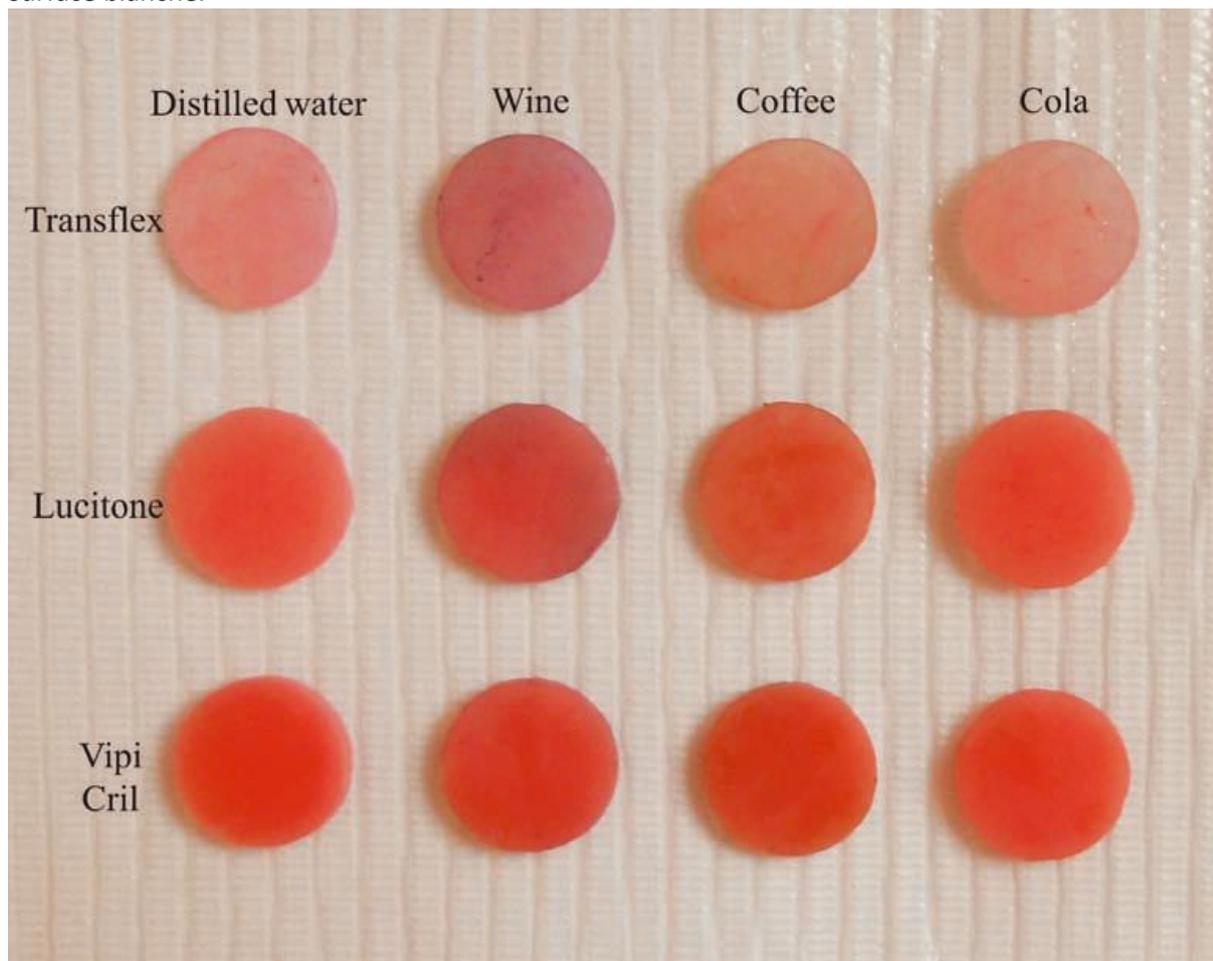
Tableau 17 : Noms commerciaux de différentes résines polyamides thermoplastiques et leurs fabricants..... 50

Tableau 18 : Noms de différentes résines polycarbonates thermoplastiques et leurs fabricants 53

Tableau 19 : Noms de différentes résines polyesters thermoplastiques et leur fabricant..... 54

Annexes

Echantillon d'un polyamide (Transflex) et de deux résines acryliques (Lucitone et VipiCril) après avoir été stockés dans différentes solution pendant 30 jours. L'étude révèle que les changements colorimétriques mesurés sont comparables statistiquement pour les trois échantillons. Cependant la translucidité du nylon fait paraître à l'œil des changements plus importants quand posés sur une surface blanche.



Source : Sepúlveda-Navarro et al., « Color Stability of Resins and Nylon as Denture Base Material in Beverages ».

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Jean-Marie CHEYLAN

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes
Professeur Frédéric DARDEL
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Propriétés comparées des résines thermoplastiques utilisées en prothèse amovible partielle

Résumé :

Depuis longtemps déjà les règles de la prothèse amovible partielle ont été fixées et un consensus s'est établi quant à la réalisation de prothèses définitives : un châssis métallique en alliage chrome-cobalt et des selles en résine poly(méthyl-méthacrylate) (ou PMMA). Le PMMA est aussi reconnu et a apporté les preuves de sa réussite en tant que base de prothèse amovible partielle temporaire.

Cependant, dès l'année 1951, fut mise sur le marché une alternative à ces matériaux : le Valplast, une résine thermoplastique polyamide (aussi appelée nylon), qui a rencontré et rencontre encore un franc succès parmi nombre de praticiens. Depuis, de nombreux autres types de polymères sont apparus sur le marché. Le nombre de patients édentés ne semblant pas diminuer et il paraît important de dégager une ligne claire quant aux indications de ces résines thermoplastiques afin d'essayer de parvenir à une utilisation consensuelle de ces matériaux.

Discipline :

Prothèses dentaires

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Prothèse dentaire partielle amovible -- Dissertations universitaires ; Résines synthétiques -- Dissertations universitaires ; Matériaux -- Propriétés mécaniques -- Thèses et écrits académiques ; Résines en odontostomatologie -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Denture, Partial, Removable -- Academic Dissertations ; Resins, Synthetic -- Academic Dissertations

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge