



**HAL**  
open science

## Y a-t-il des alternatives fiables aux dents prothétiques en porcelaine en prothèse amovible d'usage ?

Marwa Bouhsen

### ► To cite this version:

Marwa Bouhsen. Y a-t-il des alternatives fiables aux dents prothétiques en porcelaine en prothèse amovible d'usage ?. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03838694

**HAL Id: dumas-03838694**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03838694>**

Submitted on 3 Nov 2022

**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 réalisée 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.

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 122.4

Code de la Propriété Intellectuelle. Articles L 335.2 - L 335.10



Université  
de Paris

**UNIVERSITÉ DE PARIS**

**FACULTÉ DE SANTÉ**

**UFR D'ODONTOLOGIE - MONTROUGE**

**Année 2021**

**N° M063**

**THÈSE**

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

Présentée et soutenue publiquement le : 01 juillet 2021

Par

**Marwa BOUHSEN**

**Y a-t-il des alternatives fiables aux dents prothétiques en porcelaine  
en prothèse amovible d'usage ?**

Dirigée par M. Raphaël Wakam Kouam

JURY

M. le Professeur Benjamin Salmon

Président

Mme le Professeur Claudine Wulfman

Assesseur

Mme le Docteur Anne-Laure Ejeil

Assesseur

M. le Docteur Raphaël Wakam Kouam

Assesseur

M. le Docteur Philippe Francois

Invité



## Tableau des enseignants de l'UFR (Montrouge)

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MÂÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DURSUN Mme VITAL	Mme BONNET M. COURSON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE	Mme LE NORCY	Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	M. PIRNAY	Mme GERMA Mme SMAIL-FAUGERON
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. BRUN (MCU associé) M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOÏ	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN Mme TAÏHI
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD (PR)	Mme ANDRIQUE (MCU associée) M. ARRETO Mme BARDET (MCF) M. BOUCHET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE Mme GORIN 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	Mme WULFMAN	M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. DUPAGNE (MCU associé) M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TRAMBA
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAÏD 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 Mme FOLLIGUET M. LASFARGUES M. LAUTROU	M. LEVY M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW

Liste mise à jour le 25 mars 2021



## Remerciements

---

**À M. le Professeur Benjamin Salmon ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifié en Chirurgie orale ; Docteur de l'Université Paris Descartes ; Habilité à Diriger des Recherches ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris, Vice-Doyen de l'UFR d'Odontologie - Montrouge** Chef de service de l'hôpital Bretonneau.

Merci de m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse d'exercice. Je vous remercie également de la bienveillance dont vous avez fait preuve à mon égard durant mon parcours hospitalier. L'hôpital Bretonneau a beaucoup de chance de vous avoir en tant de chef de service. J'espère continuer à travailler dans votre établissement pour encore de nombreuses années. Je vous prie de bien vouloir accepter l'expression de ma considération la plus sincère.

**À Mme le Professeur Claudine Wulfman ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Spécialiste qualifiée en Médecine bucco-dentaire ; Ancien Interne des Hôpitaux ; Docteur de l'Université Paris 13 ; Professeur des Universités, UFR d'Odontologie – Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.**

Merci de m'avoir fait l'honneur de votre participation à mon jury. Je vous remercie également pour la qualité de vos enseignements au cours de ces années universitaires. Veuillez trouver l'expression de ma plus sincère gratitude.

**À Mme le Docteur Anne-Laure Ejeil ; Docteur en Chirurgie dentaire, Docteur de l'Université Paris Descartes ; Maître de Conférences des Universités, UFR D'Odontologie – Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris**

Merci de m'avoir fait l'honneur de siéger au sein de ce jury. Je vous remercie pour vos enseignements de grande qualité durant ma formation initiale et de la confiance que vous m'avez accordé ces deux dernières années en me permettant d'apprendre à vos côtés. Vous représentez à mes yeux un idéal en termes de rigueur et de conscience professionnelle que j'espère un jour atteindre. Veuillez trouver dans ces remerciements l'expression de mon plus profond respect.



**À M. le Docteur Raphael Wakam Kouam**, Docteur en Chirurgie dentaire, Praticien Hospitalier,  
Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.

Merci de m'avoir fait l'honneur de diriger et de m'accompagner durant la rédaction de cette thèse. Pour votre disponibilité et votre implication. J'espère que ce travail est à la hauteur de vos attentes. Je vous remercie pour vos conseils et votre aide durant les dernières années de mon parcours universitaire. Veuillez trouver l'expression de mes remerciements les plus sincères.

**À M. le Docteur Philippe Francois** ; Docteur en Chirurgie dentaire ; Assistant Hospitalo-Universitaire,  
UFR d'Odontologie – Montrouge ; Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris.

Merci de m'avoir fait l'honneur de votre présence dans mon jury. Je vous remercie pour l'attention et la considération que vous avez eu à l'égard de mon travail. De votre aide précieuse que vous m'avez apporté pendant la rédaction de cette thèse et pendant mon cursus hospitalier. Je vous prie de bien vouloir accepter mes remerciements les plus sincères.



# Résumé et indexation en français et anglais

---

## Résumé :

Les dents artificielles en résine sont majoritairement choisies par les chirurgiens-dentistes en France dans la réalisation de leurs prothèses amovibles d'usage quelle que soit la situation clinique. Ce constat est en contradiction avec l'enseignement qui est donné dans les différentes universités françaises et avec la supériorité mécanique évidente des dents en porcelaine. Notre problématique est la suivante : rares sont les praticiens libéraux qui posent des prothèses amovibles d'usage (prothèse amovible complète ou prothèse amovible partielle à châssis métallique) avec des dents en porcelaine. Les résines acryliques représentent aujourd'hui en Europe et en France environ 90 % des dents commercialisées contre 10 % pour les dents en porcelaine. Les autres matériaux (résines acryliques PMMA, résines acryliques renforcées, composites, hybrides, polymères), ont-ils une résistance mécanique à l'usure comparable à la porcelaine ou suffisante pour la fonction ? Y a-t-il une influence de l'état de l'arcade antagoniste sur le choix des matériaux de dents artificielles ? Cette thèse a pour objectif de comparer les propriétés mécaniques, biomécaniques et esthétiques des différents matériaux utilisés dans la fabrication des dents artificielles. De s'intéresser aux difficultés rencontrées par le chirurgien dentiste ainsi que par le patient en fonction du choix des matériaux, comprendre les réticences face à l'utilisation des dents en porcelaine et déterminer si les autres matériaux, notamment la résine acrylique PMMA, largement plébiscitée par les praticiens, peut être suffisante pour une prothèse amovible d'usage.

## Discipline ou spécialité :

Prothèses dentaires

## Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

**fMeSH** : Dent artificielle ; Porcelaine dentaire

**Rameau** : Prothèses dentaires ; Matériaux dentaires

## Forme ou Genre :

**fMeSH** : Dissertation universitaire

**Rameau** : Thèses et écrits académiques



**Abstract :**

Artificial denture teeth made from resins are mainly chosen by dentists in France in the production of permanent removable prosthesis regardless of the clinical situation. This finding is in contradiction with what is taught in the various French universities and with the obvious mechanical superiority of porcelain. Our problem is as follow: few liberal practitioners do customary removable prosthesis (complete denture or metal framed RPD) with porcelain teeth. Acrylic resins currently represent around 90 % of teeth sold in Europe and France compared to 10 % for porcelain teeth. Do other materials (PMMA acrylic resins, reinforced acrylic resins, composites, hybrids, polymers), have a mechanical resistance to wear that is comparable to porcelain or sufficient enough to function? Does the state of the opposing arch have an influence in the choice of artificial tooth materials? This work aims to compare the mechanical, biomechanical and aesthetic properties of the different materials used in the manufacture of artificial teeth. To take an interest in the difficulties encountered by dentists as well as by patients depending on the choice of materials, to understand the reluctance to use porcelain teeth and to determine whether other materials, in particular PMMA acrylic resins, widely acclaimed by dentists may be sufficient for a removable prosthesis to use.

**Branches or specialty :**

Dental Prosthesis

**English keywords (MeSH) :**

Tooth, Artificial ; Dental Porcelain

**Publication type (MeSH) :**

Academic Dissertation



## Liste des abréviations

---

- PMMA : Poly Métacrylate de Méthyle
- PAC : Prothèse Amovible Complète
- PAP : Prothèse Amovible Partielle
- PBM : Plaque Base Métallique
- MPa : Mega Pascal
- GPa : Giga Pascal
- PDS : Perte De Substance
- PDV : Perte De Volume
- Max : Maxillaire
- Mand : Mandibulaire
- Ant : Antérieur
- Post : Postérieur
- nc : non communiqué



# Table des matières

---

<b>INTRODUCTION</b> .....	<b>3</b>
<b>1 LA PORCELAINE DENTAIRE</b> .....	<b>4</b>
1.1 HISTOIRE DE LA PORCELAINE .....	4
1.1.1 <i>Découverte et commercialisation de la porcelaine : de l’Orient à l’Occident</i> .....	4
1.1.2 <i>Introduction de la porcelaine en dentisterie : cas de la prothèse amovible</i> .....	4
1.2 GENERALITES SUR LA CERAMIQUE : CAS DE LA PORCELAINE.....	5
1.2.1 <i>Composition et structure du verre</i> .....	5
1.3 COMPOSITION, STRUCTURE ET CLASSIFICATION DES CERAMIQUES .....	6
1.3.1 <i>Composition et structure de la céramique</i> .....	6
1.3.2 <i>Classification des céramiques</i> .....	7
1.4 COMPOSITION ET STRUCTURE DE LA PORCELAINE.....	7
1.4.1 <i>Composition chimique de la porcelaine</i> .....	8
1.4.2 <i>Structure de la porcelaine</i> .....	9
1.5 FABRICATION DES DENTS ARTIFICIELLES EN PORCELAINE .....	9
1.6 PROPRIETES ET ATOUTS DES DENTS ARTIFICIELLES EN PORCELAINE .....	10
1.6.1 <i>Propriétés esthétiques de la porcelaine</i> .....	10
1.6.2 <i>Propriétés mécaniques de la porcelaine</i> .....	11
1.7 INCONVENIENTS DES DENTS ARTIFICIELLES EN PORCELAINE .....	14
1.7.1 <i>Liaison insuffisante à la base prothétique</i> .....	14
1.7.2 <i>Usure de l’arcade opposée aux dents artificielles en porcelaine</i> .....	15
1.7.3 <i>Polissage des dents artificielles en porcelaine</i> .....	16
1.7.4 <i>Sonorité des dents artificielles en porcelaine</i> .....	18
1.8 CONCLUSIONS SUR LES DENTS ARTIFICIELLES EN PORCELAINE.....	18
<b>2 LES MATERIAUX ALTERNATIFS A LA PORCELAINE DENTAIRE : LES RESINES</b> .....	<b>21</b>
2.1 RESINES TRADITIONNELLES EN PMMA .....	21
2.1.1 <i>Introduction des résines acryliques traditionnelles en prothèse amovible</i> .....	21
2.1.2 <i>Composition chimique des dents artificielles en PMMA</i> .....	22
2.1.3 <i>Fabrication industrielle des dents artificielles en résine PMMA</i> .....	23
2.1.4 <i>Propriétés, avantages, et inconvénients des dents en résine traditionnelle PMMA</i> .....	23
2.1.5 <i>Conclusion sur les dents artificielles en résine traditionnelle PMMA</i> .....	27
2.2 LES RESINES TRADITIONNELLES PMMA RENFORCEES .....	29
2.2.1 <i>Résine traditionnelle PMMA de haut poids moléculaire</i> .....	29
2.2.2 <i>Système MPM (Multiplex Polymer Matrix) chargé de Nanopearls®</i> .....	30
2.2.3 <i>Structure IPN (Interpenetrated Polymer Network)</i> .....	30

2.2.4	<i>Structures DCL (Double Cross Linked) et TCR (Two Cross Resin)</i> .....	33
2.2.5	<i>Conclusion sur les dents artificielles en résine PMMA renforcée</i> .....	37
2.3	RESINES COMPOSITES .....	39
2.3.1	<i>Fabrication des dents artificielles en résine composite</i> .....	39
2.3.2	<i>Résine composite NHC (Nano Hybrid Composite)</i> .....	40
2.3.3	<i>Composite MRP (Microfiller Reinforced Polymermatrix)</i> .....	42
2.3.4	<i>Conclusion sur les dents artificielles en résine composite</i> .....	43
2.4	APPORT DE LA CFAO DANS LA FABRICATION DES DENTS ARTIFICIELLES EN RESINE .....	45
2.4.1	<i>Introduction de la CFAO en dentisterie</i> .....	45
2.4.2	<i>Fabrication de dents artificielles par CFAO</i> .....	46
2.4.3	<i>Propriétés mécaniques des dents prothétiques obtenues par impression 3D</i> .....	48
2.4.4	<i>Propriétés mécaniques des dents prothétiques obtenues par usinage</i> .....	49
<b>3</b>	<b>COMPARAISON DES MATERIAUX .....</b>	<b>51</b>
3.1	PROPRIETES MECANIQUES DES DENTS ARTIFICIELLES.....	51
3.1.1	<i>Abrasion, attrition et résistance à l'usure</i> .....	51
3.1.2	<i>Rugosité de surface</i> .....	55
3.1.3	<i>Dureté et résistance à la fracture</i> .....	55
3.1.4	<i>Adhésion à la base prothétique</i> .....	56
3.2	PROPRIETES BIOMECANIQUES DES DENTS ARTIFICIELLES .....	58
3.2.1	<i>Transmission des contraintes aux structures sous-prothétiques : études in vitro</i> .....	58
3.2.2	<i>Transmission des contraintes aux structures sous-prothétiques : études in vivo</i> .....	61
3.3	BIOCOMPATIBILITE DES DENTS ARTIFICIELLES .....	62
3.4	PROPRIETES MORPHOLOGIQUES ET ESTHETIQUES DES DENTS ARTIFICIELLES.....	62
3.5	LONGEVITE DES DENTS ARTIFICIELLES DE PROTHESES AMOVIBLES .....	63
3.5.1	<i>Esthétique</i> .....	63
<b>4</b>	<b>CRITERES DE CHOIX DE DENTS ARTIFICIELLES : AIDE AU PRATICIEN .....</b>	<b>64</b>
4.1	PROFIL PSYCHOLOGIQUE DU PATIENT .....	64
4.2	HYPOSIALIE .....	64
4.3	HAUTEUR PROTHETIQUE LIMITE .....	65
4.4	FORCES MASTICATOIRES INTENSES.....	65
4.5	OCCCLUSION DEFAVORABLE.....	65
	<b>CONCLUSION .....</b>	<b>67</b>
	<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>68</b>
	<b>TABLE DES FIGURES.....</b>	<b>71</b>
	<b>TABLE DES TABLEAUX.....</b>	<b>72</b>
	<b>ANNEXES.....</b>	<b>74</b>

## Introduction

---

Les résines acryliques représentent aujourd'hui en Europe et en France environ 90 % des dents commercialisées contre 10 % pour les dents en porcelaine<sup>1</sup>. Après une centaine d'entretiens téléphoniques avec différents laboratoires de prothèse (cf. annexe 1), le constat est sans équivoque : les dents artificielles en porcelaine sont largement délaissées par les chirurgiens dentistes au profit des dents à base de résine. Les sociétés Ivoclar Vivadent et Vita ont arrêté la commercialisation de dents en porcelaine (respectivement VIVOPERL® et VITA LUMIN® VACUUM) il y a maintenant une décennie. Plus récemment, au début de l'année 2021, Candulor AG a également mis fin à la commercialisation des dents CANDULOR®. A ce jour, en France, il n'existe plus de sources d'approvisionnement en dents artificielles en porcelaine, seuls les stocks sont écoulés.

Compte tenu du fait que ces dents sont délaissées au profit des dents en résine, peut-on considérer qu'elles sont devenues obsolètes ? Les dents en résine peuvent-elles être considérées comme une alternative sérieuse ? Possèdent-elles une résistance mécanique à l'usure comparable à celles en porcelaine ou suffisante lors de la fonction ? Quelle est l'influence de l'état de l'arcade antagoniste dans l'usure de ces matériaux (dents prothétiques contre dents prothétiques, dents prothétiques contre dents naturelles) ?

L'objectif de cette thèse vise à comprendre les réticences face à l'utilisation des dents en porcelaine de la part des chirurgiens dentistes, et à déterminer si les autres matériaux, largement plébiscités, à base de résine acrylique polyméthacrylate de méthyle, peuvent être suffisantes pour la réhabilitation prothétique d'usage.

Pour cela, il conviendra de comparer dans un premier temps les propriétés mécaniques et esthétiques des différents matériaux alternatifs à la porcelaine utilisés dans la fabrication des dents artificielles de prothèse amovible (résine acrylique traditionnelle, résine acrylique renforcée, résine composite). Puis de s'intéresser aux difficultés techniques rencontrées par le chirurgien dentiste ainsi qu'aux doléances attendues de la part des patients en fonction du matériau choisi. Enfin, des critères décisionnels seront recherchés pour apporter une aide au chirurgien dentiste lors du choix des dents artificielles dans le cadre des traitements d'usage de prothèse amovible.

---

<sup>1</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

# 1 La Porcelaine dentaire

---

## 1.1 Histoire de la porcelaine

### 1.1.1 Découverte et commercialisation de la porcelaine : de l'Orient à l'Occident

La technologie de la porcelaine a été découverte et développée en Chine dès le Xe siècle. Le secret de sa composition ne sera révélé qu'en 1717 en Europe par un Jésuite y ayant séjourné. Elle est composée de 25 à 30 % de feldspath, de 20 à 25 % de quartz et de 50 % de kaolin<sup>2</sup>.

Dès le début du XVIIe siècle, de nombreux dirigeants européens dépensent des sommes importantes pour importer de la porcelaine de Chine et du Japon. Entre 1604 et 1657, plus de trois millions de pièces de porcelaine chinoise ont atteint l'Europe. La demande est insatiable et les pièces s'accumulent pour former de véritables collections chez les Européens les plus fortunés. Le désir de créer une porcelaine européenne naît et les recherches s'intensifient au cours des XVIIe et XVIIIe siècles<sup>3</sup>.

### 1.1.2 Introduction de la porcelaine en dentisterie : cas de la prothèse amovible

La porcelaine a été introduite en dentisterie au VIIIe siècle, puis elle a connu de nombreuses évolutions avant de s'imposer dans différentes applications cliniques notamment en prothèse amovible (cf. tableau 1). Il faut attendre 1774, avec l'apothicaire Alexis Duchateau et le dentiste Nicolas Dubois de Chémant, pour avoir la première prothèse amovible complète avec des dents artificielles en céramique<sup>4</sup>. En 1808, un autre dentiste, Giuseppangelo Fonzi, a considérablement amélioré la polyvalence de la céramique en créant des prothèses individuelles, chacune contenant une broche en platine. Cette invention a permis de fixer les dents en porcelaine à des armatures métalliques permettant la fabrication de prothèses amovibles partielles (PAP) ; rendant possible leurs réparations et augmentant leur esthétique<sup>5</sup>. Dès lors, les recherches se poursuivent et les céramiques ne cessent de s'améliorer jusqu'à offrir aujourd'hui une large gamme de matériaux répondant à des situations cliniques diverses<sup>6</sup>. La céramique fait aujourd'hui partie des matériaux indispensables en dentisterie.

---

<sup>2</sup> Dejou, « Les céramiques ».

<sup>3</sup> Kelly et Benetti, « Ceramic materials in dentistry ».

<sup>4</sup> Kelly et Benetti.

<sup>5</sup> Poujade, Zerbib, et Serre, « Céramiques dentaires ».

<sup>6</sup> Kelly et Benetti, « Ceramic materials in dentistry ».

Tableau 1 : Évolution de la céramique dentaire en prothèse amovible

<b>1774</b>	Introduction de la céramique en dentisterie par Alexis Duchateau et Nicolas Dubois de Chémant comme matériau de dents artificielles en prothèse amovible complète.
<b>1808</b>	Fonzi développe les dents individuelles en céramique avec tige métallique.
<b>1968</b>	Mc Culloch applique la céramique de verre à la dentisterie pour les dents de prothèse amovible.
<b>1988</b>	Duret introduit la CAO/CFAO en dentisterie.

Source : Poujade, Zerbib et Serre, « Céramiques dentaires », 2008.

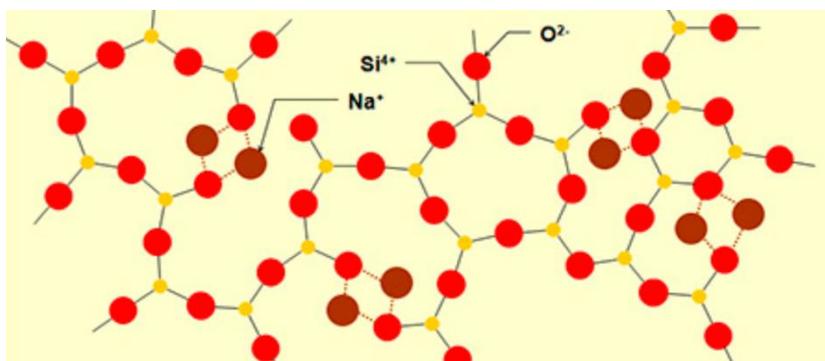
## 1.2 Généralités sur la céramique : cas de la porcelaine

La porcelaine est un biomatériau céramique particulier. Comme le verre, c'est un minéral inorganique mis en forme à partir d'une poudre de grains de granulométrie variable.

### 1.2.1 Composition et structure du verre

Le verre est un composé minéral amorphe à base de silice (ou dioxyde de silicium), composant majoritaire. Les oxydes alcalins ( $\text{CaO}$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ) sont ajoutés pour modifier les propriétés physiques du matériau. Il possède une structure désordonnée, dite vitreuse, liée à la différence de taille des atomes qui le composent (cf. figure 1). Les liaisons covalentes ou ioniques entre les atomes donnent au verre une forte stabilité chimique et une très bonne biocompatibilité. Le verre possède néanmoins une structure fragile, c'est-à-dire qu'il ne possède pas la capacité de se déformer de manière plastique. Sa fracture intervient par propagation d'une fissure au sein de sa structure.

Figure 1: Structure moléculaire d'un verre



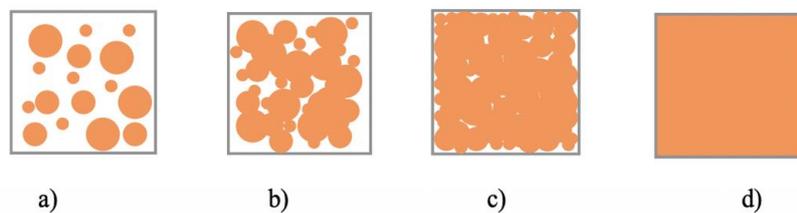
Source : Pr Valls et Dr Frèze, « Propriétés et structure des verres, chimie du solide ».

Sur l'image (cf. figure 1), les atomes de silicium (en jaune) sont liés aux atomes d'oxygène (en rouge) par des liaisons covalentes. Les cations alcalins, généralement de sodium ou de calcium (en marron), modifient la structure tridimensionnelle initiale du verre en « ouvrant » certaines liaisons covalentes

du réseau en se liant à des atomes d'oxygène. Ils jouent le rôle de « fondant », c'est-à-dire qu'ils vont permettre d'abaisser la température de fusion du verre.

Le verre est fabriqué par « frittage » d'une poudre à base de silice. Ce traitement correspond à un procédé thermique, avec ou sans application de pression externe, consistant à chauffer la poudre sans l'amener à sa température de fusion. Sous l'effet de la chaleur, les grains de la poudre de silice vont s'agglutiner entre eux et former la cohésion de la pièce<sup>7</sup>. Au cours de l'élévation de température, la pièce formée évolue vers un état de compacité maximale, tandis que la porosité diminue vers un idéal proche de 0 (cf. figure 2).

Figure 2 : Illustration du procédé de frittage



Source : Auteur, d'après l'explication du procédé de frittage, 2020.

(a) Les particules de silice sont très éloignées les unes des autres à l'état initial. (b) Les particules de silice se rapprochent, s'agglutinent et fusionnent par frittage. (c) Fusion partielle entre les particules de silice. (d) Etat compact, sans air, correspondant à la fusion complète entre les particules.

## 1.3 Composition, structure et classification des céramiques

### 1.3.1 Composition et structure de la céramique

La céramique est composée à 99 % d'oxyde mis en forme par procédé de frittage. Contrairement au verre qui possède une structure vitreuse, la céramique est constituée d'une phase cristalline et d'une phase vitreuse dans des proportions variables permettant de définir différents types de céramique. L'ajout de la phase cristalline dans la phase vitreuse permet d'augmenter de manière significative les propriétés mécaniques de la céramique (dureté et résistance). De plus, les cristaux bloquent la propagation des fissures au sein de sa structure ; la rendant beaucoup moins fragile que le verre.

<sup>7</sup> Poujade, Zerbib, et Serre, « Céramiques dentaires ».

### 1.3.2 Classification des céramiques

Il existe plusieurs classifications des céramiques, notamment selon la composition chimique, le procédé de mise en forme, ou encore la microstructure de la céramique. Elles sont particulièrement intéressantes dans le cadre des restaurations céramiques fixées. Nous ne les détaillerons pas ici.

En ce qui concerne les dents artificielles de prothèse amovible, nous nous intéressons à la classification de Sadoun<sup>8</sup>, qui a proposé en 1995 une classification en fonction de la température de frittage (cf. tableau 2). Cette classification est aussi appelée, à tort : « classification en fonction de la température de fusion ». Les dents artificielles de prothèse amovible font partie de la classe des céramiques de haute température de fusion.

Tableau 2 : Classification en fonction des températures de frittage des céramiques

Type de céramique	Température de frittage	Indication
Céramique haute fusion	1289 à 1390°C	Dents artificielles de prothèse amovible
Céramique moyenne fusion	1090 à 1260°C	Couronnes « Jackets » ou céramo-céramiques (cuisson sur platine)
Céramique basse fusion	870 à 1065°C	Émaillage des couronnes céramo-métalliques
Céramique très basse fusion	660 à 780°C	Émaillage des couronnes céramo-métalliques (cuisson sur titane ou or à bas intervalle de fusion)

Source : Poujade, Zerbib et Serre, « Céramiques dentaires », 2008.

### 1.4 Composition et structure de la porcelaine

La porcelaine est une céramique particulière dont l'indication principale en dentisterie est la fabrication des dents artificielles de prothèse amovible. Par sa composition chimique et sa structure, elle se rapproche des céramiques feldspathiques utilisées en prothèse fixée et composées majoritairement d'oxyde de silicium, mais aussi d'oxyde d'aluminium, de potassium, de sodium, ainsi que de colorant, au sein d'une matrice vitreuse renforcée par la présence de cristaux dispersés de quartz.

---

<sup>8</sup> Poujade, Zerbib, et Serre.

## 1.4.1 Composition chimique de la porcelaine

### 1.4.1.1 Le feldspath

Le feldspath est un aluminosilicate de potassium ou de sodium de la famille des tectosilicates. Un aluminosilicate est un macroanion tridimensionnel, cela signifie que dans sa structure moléculaire certains atomes de silicium (Si) sont remplacés par des atomes d'aluminium (Al), le tout formant une structure chargée électronégativement de formule  $AlSi_3O_8^-$ . Cet anion fixera par attraction électrostatique des cations métalliques pour former :

- Un aluminosilicate de potassium ou orthose à partir de potassium ( $K^+$ )
- Un aluminosilicate de sodium ou albite à partir de sodium ( $Na^+$ )

Ces deux aluminosilicates représentent la plus grande portion du composé céramique final avec une proportion massique allant de 80 % à 98 %<sup>9</sup>. Leur température de fusion se situe entre 1100°C et 1300°C.

### 1.4.1.2 Le quartz

Le quartz appartient aussi à la famille des tectosilicates. Il est présent dans la céramique sous forme solide et en constitue la charpente cristalline. Sa température de fusion est plus élevée que celle du feldspath, autour de 1700°C.

### 1.4.1.3 Le kaolin

Le kaolin est une argile correspondant à un aluminosilicate hydraté. Il est présent en faible quantité dans le produit fini et permet essentiellement aux autres composants de se lier entre eux. Sa température de fusion est très élevée, autour de 1800°C.

### 1.4.1.4 Les colorants

La couleur initiale de la porcelaine est blanche et translucide. Celle-ci pourra être modifiée par ajout d'oxydes métalliques<sup>10</sup> pour obtenir une couleur spécifique :

- Couleur jaune : oxyde de vanadium, ou d'association de titane et de chrome
- Couleur rouge : or colloïdal
- Couleur noir et brune : oxyde de fer
- Couleur bleu : oxyde de cobalt
- Couleur grise : oxyde de nickel
- Couleur verte : oxyde de chrome.

---

<sup>9</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

<sup>10</sup> Morin et al.

### 1.4.2 Structure de la porcelaine

La porcelaine correspond à une céramique haute fusion, c'est-à-dire que la poudre servant à sa fabrication est chauffée à une température pouvant atteindre 1390°C. Cette température est largement supérieure à la température de fusion du feldspath (1100 et 1300 °C). Celui-ci va donc fondre rapidement pour former la matrice vitreuse. Au cours de cette montée en température, le quartz restera sous forme de cristaux et formera la phase cristalline en suspension dans cette matrice vitreuse.

L'élévation de la température de cuisson permet d'augmenter la résistance mécanique des céramiques<sup>11</sup>. Dans le cas de la céramique haute fusion, le frittage ne dépend que de la température de fusion de ses propres constituants. La céramique est donc amenée à la température la plus haute qu'elle puisse atteindre afin d'obtenir une résistance optimale.

### 1.5 Fabrication des dents artificielles en porcelaine

La fabrication des dents artificielles en porcelaine est un processus long et minutieux dont les étapes sont les suivantes<sup>12</sup> :

- 1) Les différents minéraux sont broyés puis mélangés en respectant des proportions préalablement définies.
- 2) La poudre obtenue est frittée pendant 1 heure à 1300°C.
- 3) La pièce obtenue est refroidie rapidement par trempage dans l'eau.
- 4) La pièce est broyée, et le résultat filtré pour obtenir une poudre de granulométrie adaptée.
- 5) La poudre obtenue est mélangée à un liant, par exemple la lanoline, pour former une pâte.
- 6) Les colorants y sont ajoutés.
- 7) Les pâtes de teintes différentes sont mises dans des moules de dents prothétiques et pressées.
- 8) Les moules sont mis au four et les pâtes précuites à 200°C pour obtenir des biscuits.
- 9) Les dents sont ébarbées manuellement puis cuites sous vide à 1300-1400°C pendant 20 à 40 minutes.
- 10) Les dents sont refroidies et des crampons ajoutés par soudure sur la face palatine des dents antérieures.

Les contrôles sont multiples durant toutes les étapes de fabrication. Les dents présentant des défauts seront éliminées des plaquettes destinées à la commercialisation.

---

<sup>11</sup> Poujade, Zerbib, et Serre, « Céramiques dentaires ».

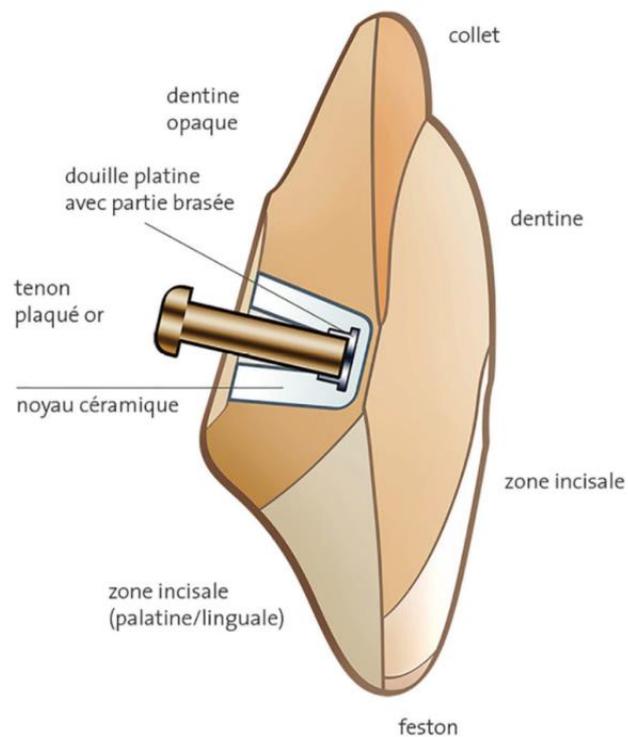
<sup>12</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

## 1.6 Propriétés et atouts des dents artificielles en porcelaine

### 1.6.1 Propriétés esthétiques de la porcelaine

Les dents artificielles en porcelaine possèdent de très bonnes propriétés optiques qui s'expliquent par la bonne réflexion de la lumière sur le matériau, permettant ainsi de mimer les caractéristiques de l'émail dentaire. Elles sont translucides, d'aspect naturel et possèdent une stabilité de teinte dans le temps. Le nombre de couches de stratification permet d'augmenter les propriétés optiques des dents artificielles. À titre d'exemple, les dents « Anatoform Bioblend » commercialisées par Dentsply possèdent 7 couches de stratification. La dent « Vivoperl PE » anciennement commercialisée par Ivoclar Vivadent présentait 6 couches de stratification<sup>13</sup>. La dent Candulor PhysioSet CT de Candulor possède également 6 couches de stratification (cf. figure 3)

Figure 3 : Dent artificielle antérieure Candulor PhysioSet CT avec 6 couches de stratification de teintes différentes



Source : Candulor, « Carte de forme PhysioSet CT », 2018.

<sup>13</sup> Morin et al.

## 1.6.2 Propriétés mécaniques de la porcelaine

### 1.6.2.1 Module d'élasticité des dents artificielles en porcelaine

L'élasticité est la capacité physique d'un corps à reprendre sa forme initiale après avoir subi une déformation. Elle décrit les caractéristiques selon lesquelles un matériau change de forme sous l'effet d'une force externe puis revient à son état d'origine après que la force ait été supprimée.

Le module d'élasticité, également appelé module de Young, est une valeur utilisée pour mesurer la rigidité d'un matériau (cf. tableau 3). Il est défini comme le rapport de la contrainte et de la déformation dans un état élastique. Plus la valeur du module de Young augmente, moins le matériau est capable d'absorber la contrainte en se déformant de manière plastique. A l'inverse, lorsque le module d'élasticité est faible, le matériau a des capacités d'adaptation par déformation aux contraintes plus élevées<sup>14</sup>.

Tableau 3 : Module d'élasticité de la céramique, de l'émail et de la dentine

	Email	Dentine	Céramique
Module élastique (GPa)	80	20	60-80

Source : Poujade, Zerbib et Serre, « Céramiques dentaires », 2008.

Le module élastique de la porcelaine est particulièrement élevé et se rapproche de celui de l'émail. Lorsqu'une force lui est appliquée, elle conserve sa forme initiale sans se déformer. Cette propriété mécanique garantie aux dents artificielles en porcelaine une grande rigidité. Mais leur rupture est dite fragile, c'est-à-dire sans déformation plastique avant la fracture.

Nous verrons plus tard comment cette caractéristique influe sur la transmission des forces aux structures prothétiques et sous-prothétiques (cf. section 3.2.1.3).

---

<sup>14</sup> Zhang et al., « Review of research on the mechanical properties of the human tooth ».

### 1.6.2.2 Résistance à la rupture des dents artificielles en porcelaine

La résistance à la rupture permet d'étudier les contraintes et les déformations subies par un matériau avant de se rompre (cf. tableau 4). Elle peut être évaluée :

- Soit en traction ou en tension : elle représente la contrainte maximale que le matériau peut supporter lorsqu'il est étiré avant de rompre. La porcelaine présente une faible résistance à la traction, évaluée à 60 MPa.
- Soit en flexion : la résistance à la flexion, quant à elle, nous informe sur la résistance à la déformation d'un matériau. C'est la force nécessaire pour rompre un échantillon d'un diamètre défini. Par sa composition chimique et sa structure, la porcelaine se rapproche de la céramique feldspathique. La résistance à la flexion de cette dernière est variable entre 60 MPa et 120 MPa<sup>15</sup>.
- Soit en compression : la résistance à la compression correspond à la capacité d'un matériau à supporter une charge qui tend à réduire sa taille par écrasement. Elle correspond à l'effort uniaxial nécessaire avant d'atteindre la rupture complète du matériau lorsqu'il est en compression. La porcelaine a une bonne résistance à la compression, équivalente à celle de l'émail, évaluée à 500 MPa<sup>16</sup>.

En conclusion, les céramiques présentent une faible résistance en tension ou flexion mais une forte résistance en compression<sup>17</sup>. Cela est à mettre en relation avec leur module d'élasticité élevé qui fait d'eux des matériaux non déformables de manière plastique. De tous les types de céramiques, la porcelaine et la céramique feldspathique sont celles qui présentent les plus faibles propriétés mécaniques.

Tableau 4 : Résistance à la rupture de la céramique, de l'émail et de la dentine (en MPa)

	<b>Email</b>	<b>Dentine</b>	<b>Céramique</b>
<b>En compression</b>	500	230	500
<b>En tension</b>	7	60	60
<b>En flexion</b>	180	207	60-120

Sources : Auteur d'après Poujade, Zerbib, Serre, « Céramiques dentaires », 2008 ;

Macario, « Assemblage des céramiques : analyse au travers de la littérature actuelle et d'un cas clinique », 2016.

<sup>15</sup> Association dentaire française, *Les céramo-céramiques. 2ème édition. Commission des dispositifs médicaux de l'association dentaire française.*

<sup>16</sup> Poujade, Zerbib, et Serre, « Céramiques dentaires ».

<sup>17</sup> Poujade, Zerbib, et Serre.

### 1.6.2.3 Dureté des dents artificielles en porcelaine

La dureté représente la résistance mécanique d'un matériau à la pénétration d'un objet (cf. tableau 5). Elle se mesure en enfonçant à la surface du matériau un pénétrateur de faible déformabilité (sphère en diamant ou acier extra-dur). La dureté des céramiques est légèrement supérieure à celle de l'émail, ce qui leur confère une résistance à la pénétration importante. La dureté des céramiques est mise, à tort, en relation avec son potentiel abrasif, lui-même principalement lié à son état de surface<sup>18</sup>.

Tableau 5 : Dureté de l'émail, de la dentine et des céramiques

	Email	Dentine	Céramique
Dureté (VHN)	320	70	380-460

Source : Poujade, Zerbib et Serre, « Céramiques dentaires », 2008.

### 1.6.2.4 Ténacité des dents artificielles en porcelaine

La ténacité correspond à la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial, et donc sa résistance à la fracture. La pérennité de la dent prothétique peut être corrélée à une grande ténacité. La ténacité des céramiques feldspathiques est très faible, variable entre 0,7 et 1 MPa.m<sup>1/2</sup> <sup>19</sup>. D'où l'intérêt du polissage pour supprimer les défauts de surface ou améliorer l'état de surface après une équilibration.

### 1.6.2.5 Résistance à l'usure des dents artificielles en porcelaine

La résistance à l'usure des dents artificielles en porcelaine est généralement évaluée par des tests in vitro. Au laboratoire, les dents subissent des cycles de mastication artificielle plus ou moins longs selon l'étude, avec ou sans ajout d'un 3<sup>e</sup> corps intermédiaire selon que l'étude porte sur l'analyse de l'attrition ou de l'abrasion (section 3.1.1). Ensuite la perte moyenne de substance verticale ou de volume est mesurée et donne des informations sur la résistance à l'usure de la dent étudiée. Bien que les résultats de ces études soient parfois contradictoires, il est possible de conclure que la résistance à l'usure de la porcelaine reste supérieure à celle des autres matériaux<sup>20</sup> (résine traditionnelle, résine renforcée et résine composite).

<sup>18</sup> Poujade, Zerbib, et Serre.

<sup>19</sup> Association dentaire française, *Les céramo-céramiques. 2ème édition. Commission des dispositifs médicaux de l'association dentaire française.*

<sup>20</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

En conclusion, comparée aux autres céramiques, la porcelaine, comme la céramique feldspathique, possède une faible résistance mécanique, mais d'excellentes propriétés optiques. La résistance en tension ou flexion est faible mais la résistance en compression est meilleure. La résistance mécanique dépend du taux de cristaux dans la matrice vitreuse ; plus il est important, plus le matériau est résistant. Les propriétés optiques dépendent de la proportion en matrice vitreuse ; plus la structure est riche en verre, plus le matériau est esthétique. Au sein de la poudre, il est possible de faire varier les propriétés optiques par l'ajout de colorants (translucidité, teinte, luminosité, saturation, fluorescence, opalescence). Cette variation des propriétés esthétiques peut également se produire par stratification lors de la mise en forme technologique de la dent.

## **1.7 Inconvénients des dents artificielles en porcelaine**

### **1.7.1 Liaison insuffisante à la base prothétique**

En prothèse amovible complète (PAC) et en prothèse amovible partielle (PAP) transitoire, les dents artificielles en porcelaine sont supportées par la partie de la base en résine acrylique située au sommet de la crête osseuse. En prothèse amovible partielle à plaque base métallique (PAP/PBM), elles reposent sur la selle en résine acrylique de la grille métallique. Il n'y a pas de liaison chimique entre cette base en résine et les dents. L'adhésion est donc purement mécanique, avec pour conséquences :

- Une faible résistance mécanique du joint entre la dent et la base : en cas d'occlusion non ajustée ou de choc, l'adhésion mécanique entre les surfaces peut être facilement rompue et la dent peut se désolidariser de la base prothétique.
- Un défaut esthétique du joint : la jonction n'étant pas étanche, il se produit avec le temps une infiltration de liquide à l'interface céramique-résine, entraînant une coloration disgracieuse.

Pour renforcer cette liaison mécanique, les dents artificielles en porcelaine présentent dans leur portion cervicale, palatine ou linguale, un crampon métallique permettant d'augmenter leur rétention physique à la base prothétique (cf. figure 3). Cependant, cela rend délicate la correction des dents par soustraction lors du montage des dents sur cire au laboratoire, car elles sont difficilement modifiables dans leur partie cervicale au risque d'abimer les crampons. Ainsi, pour maintenir l'intégrité de ces derniers, les dents ne pourront pas être utilisées lorsque l'espace prothétique vertical est réduit. Par ailleurs, nous verrons par la suite (section 3.2.1.1) la nécessité d'avoir une épaisseur suffisante de résine de support pour compenser la rigidité de la dent en porcelaine et amortir les contraintes transmises au support ostéo-muqueux.

### 1.7.2 Usure de l'arcade opposée aux dents artificielles en porcelaine

L'usure progressive des dents antagonistes est un phénomène normal dans la dentition humaine. Elle varie en fonction de nombreux facteurs, notamment la teneur en abrasif des aliments et de certaines habitudes du patient. Ce processus naturel peut cependant être perturbé par l'introduction d'une restauration dont les propriétés d'usure diffèrent de celles de la dent remplacée. La porcelaine, lorsqu'elle est utilisée, est particulièrement préoccupante à cet égard en raison d'observations cliniques répétées d'usure excessive des dents opposées ou des matériaux de restauration de l'arcade antagoniste<sup>21</sup>.

Afin de créer une occlusion harmonieuse pour le patient, il est presque toujours nécessaire de retoucher sélectivement la surface occlusale des dents artificielles, d'abord au laboratoire lors du montage des dents sur cire ou après la polymérisation de la prothèse, mais aussi en clinique lors des différentes séances d'équilibration. Cela a pour conséquence d'éliminer la glaçure de surface. Encore appelée couche émail, la glaçure est un enduit vitrifiable posé à la surface de la céramique afin de la durcir, de la rendre imperméable et de lui donner un état de surface lisse. Perdre cette glaçure est problématique puisqu'on obtient une céramique dépolie qui usera de manière importante l'arcade antagoniste<sup>22</sup>. De plus, reglaser la porcelaine est impossible car la base prothétique en résine acrylique est de nature thermoplastique et sera détruite aux températures nécessaires pour obtenir cet état de surface.

La dureté de la porcelaine étant 15 à 30 % supérieure à celle de l'émail, l'usure des dents antagonistes, qu'elles soient naturelles, en résine composite, ou métalliques est accélérée en cas d'état de surface final insuffisant<sup>23</sup>. Sa résistance intrinsèque à l'usure reste, quant à elle, supérieure aux autres matériaux quel que soit le matériau antagoniste comme nous le verrons plus loin (section 3.1.1). Les contacts occlusaux entre la porcelaine dépolie et une dent naturelle ou tout autre type de restauration n'est donc pas souhaitable.

Ainsi, lorsque des dents en porcelaine non polie sont utilisées en prothèse amovible, les effets indésirables suivants peuvent survenir :

- Une occlusion traumatisante due à l'usure par friction entre la céramique dépolie et l'arcade antagoniste.
- Une réduction de la dimension verticale d'occlusion dans le temps suite à la perte de hauteur des dents antagonistes.

---

<sup>21</sup> Monasky et Taylor, « Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold ».

<sup>22</sup> Schlissel et al., « An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth ».

<sup>23</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

- Une instabilité de la base prothétique liée aux contacts occlusaux prématurés ou inadaptés.

De nombreux auteurs concluent que le taux d'usure produisant ces changements cliniques délétères varie en fonction de la finition de surface des dents artificielles<sup>24</sup>. Plus la surface de la porcelaine est rugueuse, plus le taux d'usure des dents antagonistes est rapide. Un consensus parmi les dentistes en découle : les prothèses dentaires en porcelaine doivent absolument être repolies après avoir été retouchées afin d'éviter cette usure rapide des surfaces antagonistes. L'équilibration des prothèses amovibles lorsque les dents sont en porcelaine est donc particulièrement délicate.

### **1.7.3 Polissage des dents artificielles en porcelaine**

Comme expliqué précédemment, les dents artificielles en céramique doivent être minutieusement polies afin d'éviter une usure importante des dents antagonistes. Cela implique d'augmenter le temps opératoire dédié à l'équilibration de la prothèse amovible.

Edwar Schlissel et al. ont comparé dans une étude in vitro<sup>25</sup> onze méthodes couramment utilisées par les chirurgiens dentistes pour ajuster et polir des dents artificielles en porcelaine de prothèse amovible (cf. tableau 6). Chaque technique de polissage a été appliquée sur une dent puis les dents ont subi deux examens : une analyse visuelle puis une analyse au microscope optique à balayage. Les dents ont été comparées entre elles de manière à obtenir un classement selon l'efficacité de la méthode de polissage utilisée. Les dents ont aussi été comparées à une dent n'ayant pas subi de modification.

---

<sup>24</sup> Schlissel et al., « An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth ».

<sup>25</sup> Schlissel et al.

Tableau 6 : Récapitulatif des onze techniques de polissage des dents artificielles en céramique (Tribute Bioform commercialisées par Dentsply International) classées par ordre décroissant d'efficacité

1	Séquence de 4 abrasifs montés sur pièce-à-main à vitesse lente
2	- Fraise abrasive montée sur pièce-à-main à basse vitesse - Cupule en caoutchouc rigide montée sur pièce-à-main à basse vitesse - Polisseuse de laboratoire (pierre ponce de granulométrie moyenne puis fine)
3	- Meule abrasive montée sur pièce-à-main à basse vitesse - Cupule en caoutchouc rigide montée sur pièce-à-main à basse vitesse - Polisseuse de laboratoire (pierre ponce de granulométrie moyenne puis fine)
4	- Disque abrasif montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Cupule en caoutchouc rigide montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Polisseuse de laboratoire (pierre ponce de granulométrie moyenne puis fine)
5	- Fraise abrasive montée sur pièce-à-main à basse vitesse - Polisseuse de laboratoire (pierre ponce de granulométrie moyenne puis fine)
6	- Disque abrasif montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Polisseuse de laboratoire (pierre ponce de granulométrie moyenne puis fine)
7	Cupule abrasive montée sur pièce-à-main à vitesse lente (Type Dura stones de Shofu)
8	- Disque abrasif montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Cupule en caoutchouc rigide montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Disque abrasif montée sur pièce-à-main à vitesse lente - Cupule en caoutchouc souple montée sur pièce-à-main à vitesse lente
9	Fraise diamantée de grosse granulométrie sur pièce-à-main à grande vitesse avec jet d'eau
10	Cupule abrasive sur pièce-à-main à grande vitesse
11	Fraise diamantée de granulométrie fine sur pièce-à-main à grande vitesse avec un jet d'eau

Source : Schlissel et al., « An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth », 1980.

Les trois premières méthodes mettent en évidence des surfaces polies à l'examen visuel comparables à la dent non modifiée. Pour éviter les séquelles indésirables d'usure occlusale due au frottement, le dentiste peut choisir l'une de ces techniques pour compléter l'ajustement des dents de la prothèse avant sa pose<sup>26</sup>.

<sup>26</sup> Schlissel et al.

#### **1.7.4 Sonorité des dents artificielles en porcelaine**

Les dents artificielles en porcelaine en contact entre elles ou en contact avec des dents naturelles émettent un claquement sonore caractéristique qui peut gêner le patient et retarder son adaptation.

### **1.8 Conclusions sur les dents artificielles en porcelaine**

Les avantages et les inconvénients des dents artificielles en porcelaine en prothèse amovible sont résumés dans le tableau 7. Très peu de dents artificielles en porcelaine sont disponibles dans le monde. Les dents Bioblend (Dentsply), Vita Lumin Vacuum (Vita) et Vivoperl (Ivoclar Vivodent) ne sont plus commercialisées depuis au moins une décennie pour des questions de rentabilité. Les dents Candulor ne sont plus produites depuis le début de l'année 2021 (cf. tableau 8).

Tableau 7 : Récapitulatif des avantages et inconvénients de la porcelaine

<b>Paramètres évalués</b>	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>Esthétique</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Résultat esthétique immédiat très satisfaisant</li> <li>- Conservation des propriétés optiques dans le temps</li> <li>- 10 teintes différentes</li> <li>- Dimensions variables</li> </ul>	
<b>Liaison à la selle ou à la base prothétique</b>	Réintervention facilitée	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pas de liaison chimique dent-base</li> <li>- Coloration du joint céramique-résine</li> <li>- Perte de la dent après choc</li> <li>- Ajustage de la dent difficile en hauteur à cause du crampon</li> <li>- Indication de la dent pour un espace prothétique faible à cause du crampon</li> </ul>
<b>Résistance mécanique à l'usure par abrasion</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Maintien de la dimension verticale d'occlusion à long terme</li> <li>- Conservation de la morphologie initiale et de l'efficacité masticatoire dans le temps</li> </ul>	Usure de l'arcade antagoniste (dent naturelle, restaurations métalliques ou composites)
<b>Équilibration</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Équilibration rigoureuse indispensable</li> <li>- Nécessité de repolir soigneusement les surfaces occlusales après les réglages</li> </ul>
<b>Sonorité</b>	Différencier cliniquement une dent en résine d'une dent en porcelaine	Dents sonores pouvant gêner confort du patient

Source : Auteur, synthèse des différents articles cités, 2021.

Tableau 8 : Exemples commerciaux de dents artificielles en porcelaine (propriétés mécaniques et optiques d'après le fabricant)

Marques	<b>Candolor AG</b>	<b>Vita</b>
Origine	Suisse	Allemagne
Nom commercial	Physioset CT	Vita Lumin® Vacuum
Tarif Plaquette antérieure (6 dents)	47,30€	nc
Tarif (dent/plaquette) Plaquette postérieure (8 dents)	27,80€	nc
Composition	Matrice vitreuse et cristaux de leucite de tailles variables.	Céramique à base de quartz et de feldspath.
Nombre de teintes	10	10
Nombre de couches de stratification	6	nc
Nombre de formes de caractérisation de dents antérieures	4	4
Nombre de plaquettes de dents antérieures maxillaires	18	20
Nombre de formes de caractérisation de dents postérieures	2 (Bonartic CT et Condyliform CT)	2 (Cuspiform et Synoform)
Nombre de plaquettes par forme de dents postérieure	4	nc

Source : Auteur, D'après la carte de forme et brochure des dents Physioset Ct de Candolor et Vita Lumin Vacuum de Vita, 2021.

## 2 Les matériaux alternatifs à la porcelaine dentaire : les Résines

---

### 2.1 Résines traditionnelles en PMMA

Il existe trois catégories de matériaux alternatifs aux dents artificielles en céramique : les résines acryliques traditionnelles, les résines acryliques renforcées et les résines composites.

#### 2.1.1 Introduction des résines acryliques traditionnelles en prothèse amovible

Au XIX<sup>e</sup> siècle, la vulcanite, également connue sous le nom d'ébonite, était le matériau des bases de prothèse amovible. Son principal inconvénient était son manque de qualité esthétique. La vulcanite est un composé minéral complètement opaque à la lumière, elle ne possède donc pas la translucidité nécessaire pour simuler les tissus gingivaux.

Le poly méthacrylate de méthyle (PMMA), polymère d'acide acrylique inodore a été évoqué pour la première fois en 1843 par Redtenbacher<sup>27</sup>. Son développement pour des applications biomédicales a été un processus graduel étalé sur une période de plusieurs décennies (cf. tableau 9). Ce n'est qu'en 1937 que Walter Wright le présente comme matériau de base de prothèse amovible<sup>28</sup>. Il avait constaté que grâce à ses propriétés, le PMMA surpassait tous les matériaux anciennement utilisés. Depuis 1940, il est devenu un biomatériau incontournable en clinique comme en laboratoire dans la fabrication des prothèses dentaires<sup>29</sup>.

L'utilisation du PMMA en odontologie explose entre 1940 et 1950. Il est actuellement utilisé dans la fabrication des bases de prothèses amovibles, mais également dans la fabrication de couronnes provisoires, de bridges, d'appareils orthodontiques, de fixation externe de fractures mandibulaires et d'obturateurs maxillaires en prothèses maxillo-faciale. Il se développe parallèlement en dehors du milieu dentaire, en chirurgie orthopédique ou oculaire<sup>30</sup>.

---

<sup>27</sup> Zafar, « Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma) ».

<sup>28</sup> Alla, Kn, et Vyas, « Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part i – overview, composition and properties ».

<sup>29</sup> Zafar, « Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma) ».

<sup>30</sup> Frazer et al., « PMMA ».

Tableau 9 : Chronologie du développement des matériaux en poly-méthacrylate de méthyle : PMMA

Année	Développement
1843	Découverte de l'acide acrylique par oxydation de l'acroléine
1937	Introduction du PMMA pour la première fois sous forme de poudre pour la fabrication de bases de prothèses amovibles
1946	Le PMMA devient le matériau de référence pour la fabrication des bases de prothèses amovibles
1950 - 1960	Developpement considérables de nombreuses applications du PMMA en odontologie : dents artificielles, couronnes provisoires, prothèses maxillo-faciales
21e siècle	Amélioration des propriétés mécaniques et physiques du PMMA grâce aux recherches en cours

Source : Zafar, «Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma)- an update», 2020.

### 2.1.2 Composition chimique des dents artificielles en PMMA

Le PMMA est fournie majoritairement sous forme de poudre de polymères et de liquide de monomères incolores<sup>31</sup>. Le monomère correspond à l'acide acrylique ou à l'acide méthacrylique (cf. figure 4). Il est toxique, volatil et inflammable ; c'est pourquoi il doit se manipuler sous une hotte munie d'équipement de protection spécifique (gants, lunettes et masque).

Figure 4 : Acide acrylique / Acide méthacrylique



Source : Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ». 2008.

Le polymère est obtenu par polymérisation du méthacrylate de méthyle par chauffage sous pression. La polymérisation est une réaction chimique durant laquelle des molécules de bas poids moléculaire (monomères) réagissent entre elles pour former des molécules de poids moléculaire plus élevé (polymères). Grâce à ce procédé, le monomère méthacrylate de méthyle se transforme en polymère poly-méthyle méthacrylate (PMMA), élément indispensable de la résine acrylique.

<sup>31</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

La réaction chimique exothermique commence lors du mélange de la poudre avec le liquide. Le mélange durcit soit chimiquement (chémopolymérisation, durcissement à froid), soit thermiquement par application d'une source d'énergie (thermopolymérisation, cas du PMMA thermodurci). Il est nécessaire d'utiliser le rapport poudre / liquide recommandé par le fabricant. Lorsque ce rapport est élevé, cela signifie que toutes les billes de poudre ne seront pas mouillées, conduisant à une texture granulaire, tandis qu'un faible rapport améliore le retrait de polymérisation et les changements dimensionnels<sup>32</sup>.

### **2.1.3 Fabrication industrielle des dents artificielles en résine PMMA**

Les dents artificielles du commerce en résine acrylique traditionnelles ou PMMA sont fabriquées à l'échelle industrielle en utilisant des techniques de moulage par compression ou par injection. Elles sont fournies dans une grande variété de morphologie, de taille et de teinte<sup>33</sup>.

Les masses dentaires sous forme de pâte à base de PMMA sont appliquées ou pressées l'une après l'autre dans des moules dentaires en commençant par la masse émail, selon le déroulement de la stratification. Chaque couche est fixée par chauffage sous pression (pré-polymérisation), avant d'ouvrir le moule pour y appliquer la couche suivante. Lorsque la dernière couche est appliquée, l'ensemble du matériau subit une polymérisation finale.

La coloration des dents préfabriquées en résine est obtenue par adjonction de différents oxydes métalliques ou pigments dans la poudre destinés à caractériser les différentes teintes commerciales<sup>34</sup>. Par exemple la couleur brune ou rouge est caractérisée par l'oxyde de fer ; la couleur grise par le graphite ; et la couleur bleue par l'oxyde de cobalt.

### **2.1.4 Propriétés, avantages, et inconvénients des dents en résine traditionnelle PMMA**

#### **2.1.4.1 Propriétés esthétiques**

Une dent en résine traditionnelle PMMA présente généralement 3 couches de stratification pour le secteur antérieur, et 2 à 3 couches pour le secteur postérieur. De la zone cervicale vers le bord libre ou la surface occlusale, les couches sont respectivement dénommées : couche cervicale, couche dentine et couche émail. Pour les dents postérieures, la couche dentine est parfois absente des formules les plus basiques (cf. figure 5).

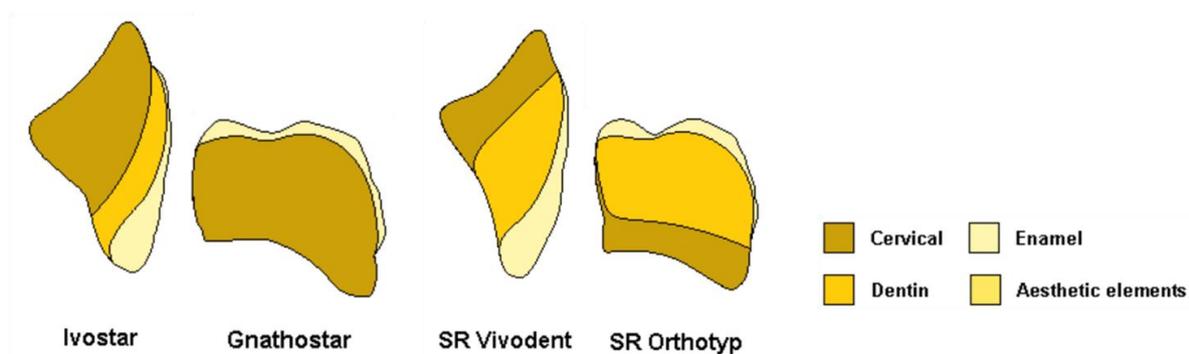
---

<sup>32</sup> Zafar, « Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma) ».

<sup>33</sup> Zafar.

<sup>34</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

Figure 5 : Stratification des dents artificielles en PMMA : cas des dents Ivostar/ Gnathostar, SR Vivodent/SR Orthotyp commercialisées par Ivoclar Vivadent



Source : Ivoclar Vivadent, « Documentation Scientifique, dents artificielles Ivostar/Gnathostar » 2007.

La dent en résine est sensible aux fluides buccaux qui provoquent une décoloration dans le temps. De plus, elle peut retenir les colorants d'origine alimentaire (thé, café) ou liés au tabac, avec pour conséquence une teinte moins stable dans le temps<sup>35</sup>.

#### 2.1.4.2 Propriétés chimiques : liaison chimique à la base prothétique

Comme dit précédemment, la base et la selle de prothèse amovible sont fabriquées en résine acrylique. La rétention des dents artificielles en résine y est donc double : à la fois mécanique avec des dents enchâssées dans la résine et chimique avec une adhésion résine-résine. Cette liaison chimique à la base ou à la selle prothétique reste cependant à nuancer car la faible adhérence obtenue lors de tests in vitro et le décollement observé en clinique restent des préoccupations importantes. Une proportion significative de prothèses cassées (22 à 30 %) implique un décollement des dents acryliques (principalement des dents antérieures) en raison d'une plus petite surface de liaison et de la direction des contraintes fonctionnelles<sup>36</sup>.

Diverses études se sont d'ailleurs penchées sur les traitements de surface améliorant l'adhérence des dents en résine acrylique à la base prothétique. L'application d'adhésifs à base de méthacrylate de méthyle à l'interface ou le traitement de surface par meulage et sablage augmentent la force de liaison<sup>37</sup>.

<sup>35</sup> Morin et al.

<sup>36</sup> Zafar, « Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma) ».

<sup>37</sup> Zafar.

### 2.1.4.3 Propriétés mécaniques : le module d'élasticité

Les dents traditionnelles en PMMA présentent un module d'élasticité très faible (cf. tableau 10) qui leur procure une déformation plastique et leur permet d'absorber les contraintes extérieures.

Tableau 10 : Comparaison des modules d'élasticité entre l'émail, la dentine et la dent en PMMA

	<b>Email</b>	<b>Dentine</b>	<b>Dent traditionnelle en PMMA</b>
<b>Module d'élasticité (en GPa)</b>	80	20	5,29

Source : Suwannaroop et al., « In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth » 2011.

### 2.1.4.4 Propriétés mécanique : Résistance mécanique en flexion et en compression

De façon générale, les dents en résine PMMA présentent des propriétés mécaniques médiocres. Selon les données communiquées par Ivoclar Vivadent, la résistance à la flexion des dents Vivodent SPE/Orthotyp SPE est relativement faible et leur résistance à la compression moyenne, située entre celle de l'émail et de la dentine (cf. tableau 12).

Tableau 11 : Résistance à la flexion et à la compression des dents artificielles en résine PMMA Vivodent SPE/Orthotyp SPE commercialisées par Ivoclar Vivadent

	<b>Email</b>	<b>Dentine</b>	<b>Dent résine PMMA</b>
<b>Résistance à la flexion (MPa)</b>	180	207	120
<b>Résistance à la compression (MPa)</b>	500	230	420

Source : Ivoclar Vivadent, « Documentation scientifique Ivostar, Gnathostar » 2007.

### 2.1.4.5 Propriétés mécaniques : la dureté des dents artificielles

La dureté est une propriété de surface définie comme la résistance d'un corps soumis à une déformation locale. La dent artificielle en résine PMMA possède une dureté inférieure à celle de l'émail, mais supérieure à celle de la dentine (cf. tableau 12). Sa dureté est inférieure à celle de la céramique et des différents alliages métalliques dentaires. Cela comporte un avantage évident, celui de pouvoir être utilisé sans risque d'usure de la dent antagoniste, peu importe le matériau. L'inconvénient qui en résulte est le risque d'être usé par cette dent antagoniste.

Tableau 12 : Comparaison de la dureté de l'émail, la dentine, et des dents en résine PMMA

	<b>Email</b>	<b>Dentine</b>	<b>Dent en résine traditionnelle PMMA</b>
<b>Dureté (en GPa)</b>	3,5	0,8	0,19

Sources : Auteur d'après Ivoclar Vivadent, « Documentation scientifique Ivostar, Gnathostar » 2007 ;

Lasfargues, « Email dentaire en odontologie conservatrice et restauratrice » 2010.

### 2.1.4.6 Propriétés mécaniques : La résistance à l'abrasion

La résistance à l'abrasion des dents artificielles en résine traditionnelle PMMA est significativement plus faible que celle de l'émail (cf. tableau 12). Elles sont donc plus sensibles à l'usure que les dents naturelles. D'après Ghazal et al. en 2008, quel que soit le nombre de cycles de mastication artificielle, la perte de subsance est systématiquement plus importante pour les dents en résine PMMA que pour l'émail. Au bout de 1 200 000 cycles, équivalent à 5 ans d'utilisation clinique d'après les auteurs, les pertes de substance unidirectionnelle (verticale) et volumique sont respectivement presque 3 fois et 7 fois plus importantes que pour l'émail<sup>38</sup>.

Tableau 13 : Perte de substance (PDS) verticale (en  $\mu\text{m}$ ) ou en volume (en  $\text{mm}^3$ ) en fonction du cycle masticoire (en nombre) de l'émail et de la dent artificielle Orthognath (résine traditionnelle PMMA) commercialisée par Heraeus-Kulzer avec une céramique de type steatitye

Cycles de mastication	120 000		240 000		480 000		840 000		1 200 000	
Unité	m	$\text{mm}^3$	m	$\text{mm}^3$	m	$\text{mm}^3$	m	$\text{mm}^3$	m	$\text{mm}^3$
	m		m		m		m		m	
PDS Email	38	0,014	41	0,017	46	0,022	53	0,029	56	0,033
PDS Dent PMMA	76	0,057	96	0,092	121	0,138	141	0,191	159	0,242

Source : Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel » 2008.

Plusieurs conséquences découlent de cette faible résistance à l'usure :

- L'altération de la dimension verticale d'occlusion dans le temps. Le maintien dans le temps de la dimension verticale en prothèse amovible assure le succès fonctionnel et esthétique du traitement en garantissant une relation inter-arcade stable. L'usure prématurée des dents artificielles en PMMA, en particulier lorsque qu'elles sont face à un matériau de plus grande dureté, est un problème majeur en prothèse.
- L'altération de la surface occlusale, des courbes occlusales et du plan d'occlusion. Les dents en résine s'usent trop rapidement face à des dents naturelles (ou des reconstructions fixées métalliques et/ou céramiques). Cette usure entraîne une égression des dents naturelles antagonistes, altère de façon durable l'occlusion du patient et complique le traitement prothétique ultérieur.

<sup>38</sup> Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel ».

#### 2.1.4.7 Sonorité

Les dents artificielles en résine acrylique sont non sonores. Au contact de la dent antagoniste, le bruit produit par l'occlusion est faible ce qui rend naturelle la sensation de mastication par le patient<sup>39</sup>.

### 2.1.5 Conclusion sur les dents artificielles en résine traditionnelle PMMA

Les résines acryliques traditionnelles PMMA utilisées pour les dents artificielles de prothèse amovible présentent une structure dimensionnelle composée de chaînes linéaires d'acide acrylique. Cette structure leur confère des propriétés mécaniques médiocres (faible résistance à la flexion, à la compression et à l'abrasion). Il en résulte une usure clinique prématurée et une perte de dimension verticale. La fabrication par stratification procure un résultat esthétique immédiat mais qui s'estompe dans le temps. Les avantages et inconvénients sont résumés dans le tableau 14. Des exemples commerciaux sont proposés dans le tableau 15.

Tableau 14 : Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des dents en résine traditionnelles PMMA

Paramètres évalués	Avantages	Inconvénients
<b>Esthétique</b>	Résultat esthétique naturel lié à la stratification	Sensibilités aux fluides buccaux, colorants alimentaires et tabac induisant une coloration des dents artificielles
<b>Liaison à la selle ou à la base prothétique</b>	Adhésion chimique et mécanique	
<b>Résistance mécanique à l'abrasion</b>	Pas d'atteinte des dents antagonistes	Usure plus importante comparée à l'émail
<b>Équilibration</b>	Facile	Risque de retirer une trop grosse couche de résine lors de l'équilibration
<b>Sonorité</b>	Faible avec sensation naturelle à la mastication	

Source : Auteur, Synthèse des différents articles cités, 2021.

<sup>39</sup> Silva et al., « A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth ».

Tableau 15 : Tableau récapitulatif de quelques exemples commerciaux de dents en résine traditionnelle PMMA

Fabricant	IVOCLAR VIVODENT		MAJOR DENTAL		CANDULOR
Origine	Suisse		Italie		Suisse
Nom commercial (dent antérieure)	Ivostar	Sr Vivodent	Major dent	Super lux	Preference acrylic
Nom commercial (dent postérieure)	Gnathostar	SR orthotyp			
Composition	-Diméthacrylate (1-4 %) -PMMA (95-97 %) -Pigments (0,1-0,5 %) Stabilisateurs (0,5 %)	nc	nc	nc	nc
Tarif (plaquette antérieure 6 dents)	6,83€	12,01 €	4,95 €	9,31 €	8,20 €
Tarif (plaquette postérieure 8 dents)	6,83 €	15,59 €	4,95 €	7,87 €	8,20 €
Nombre de forme de dents antérieures	3 (ovale, carrée, triangle)				
Stratification des dents antérieures	3	3	2	3	3
Stratification des dents postérieures	2	3	2	3	nc
Nombre de dimensions des dents antérieures	15 max 6 mand	20 max 8 mand	24 max 12 mand	24 max 10 mand	15 max 5 mand
Nombre de dimensions des dents postérieures	5 max 5 mand	5	10	16	3
Nombre de teintes	16 (A-D) 4 bleach	20 chromascop	Teinte A1-D4	Teinte 1A-6D	16 (A-D) 2 (bleach)

Source : Auteur, d'après les cartes de formes et documentation scientifique des différents fabricants, 2021.

Les propriétés mécaniques des dents en résine traditionnelle PMMA ont considérablement évolué, d'abord vers les résines à haut poids moléculaire, puis les résines renforcées en charges minérales et enfin les résines composites.

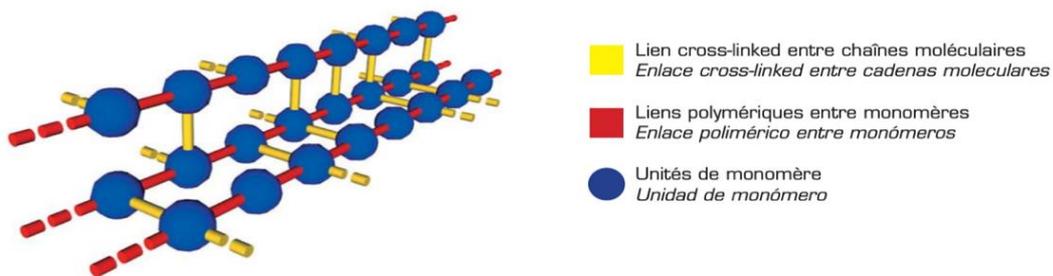
## 2.2 Les résines traditionnelles PMMA renforcées

Il s'agit de résines PMMA hautement réticulées, comportant de nombreuses liaisons croisées (cross-linking) et dans lesquelles des charges organiques et/ou inorganiques ont été rajoutées.

### 2.2.1 Résine traditionnelle PMMA de haut poids moléculaire

Il s'agit d'une résine PMMA hautement réticulée comportant de nombreuses liaisons croisées (cross-linking). Un agent de réticulation est ajouté dans la structure PMMA traditionnelle, permettant ainsi d'obtenir des chaînes de polymérisation plus nombreuses. À titre d'exemple, les dents AcryLux et ArcyPlus commercialisées par Ruthinium présentent cette structure (cf. figure 6).

Figure 6 : Illustration de la structure des dents en résine à haut poids moléculaire



Source : Acrylux Ruthinium, Documentation commerciale dent Acrylux, 2015.

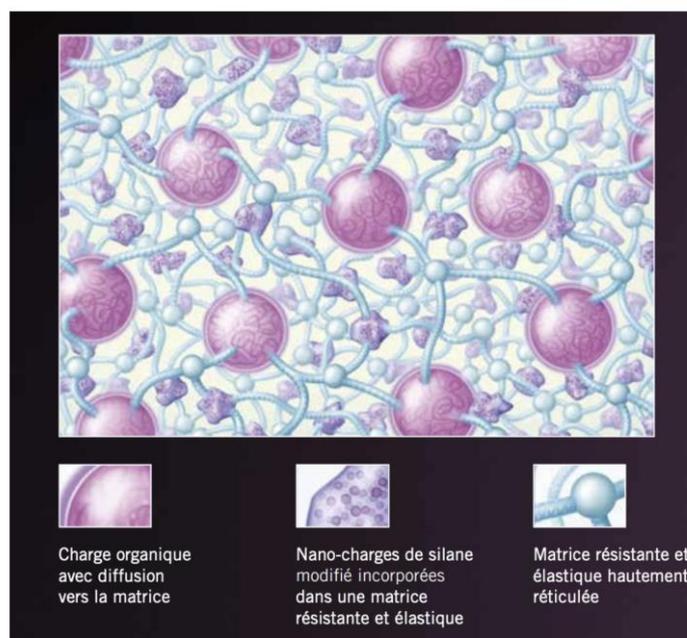
Ce procédé a également été exploité par la société Heraeus Kulzer sous le nom de système MPM (Multiplex Polymer Matrix). La technique de fabrication des dents artificielles est spécifique : elles sont produites par injection-compression et se distinguent des autres méthodes de fabrication de dents artificielles par deux étapes essentielles :

- Injection en continu de résine pour compenser la rétraction du matériau à la polymérisation (pouvant atteindre 5 %),
- Densification du matériau dentaire par compression, pour obtenir une homogénéisation et éviter la formation de porosités et de bulles. Une augmentation de la densité supérieure améliore les propriétés mécaniques des dents ainsi obtenues.

## 2.2.2 Système MPM (Multiplex Polymer Matrix) chargé de Nanopearls®

Les améliorations mécaniques des résines hautement réticulées développées par Heraeus Kulzer restent limitées. C'est pourquoi la société a modifié leur composition en 2005 en rajoutant dans le réseau de polymère PMMA des Nanopearls® (cf. figure 7). Il s'agit de perles de polymères réticulés, partiellement polymérisés (composé organique), elles-mêmes incorporées de nano-charges de silane (composé inorganique). Grâce à ces améliorations, le fabricant estime que ses dents Premium® sont parmi les plus proches des dents naturelles en termes de comportement biomécanique.

Figure 7 : Illustration de la structure MPM/ Nanopearls® des dents Premium commercialisées par Kulzer.



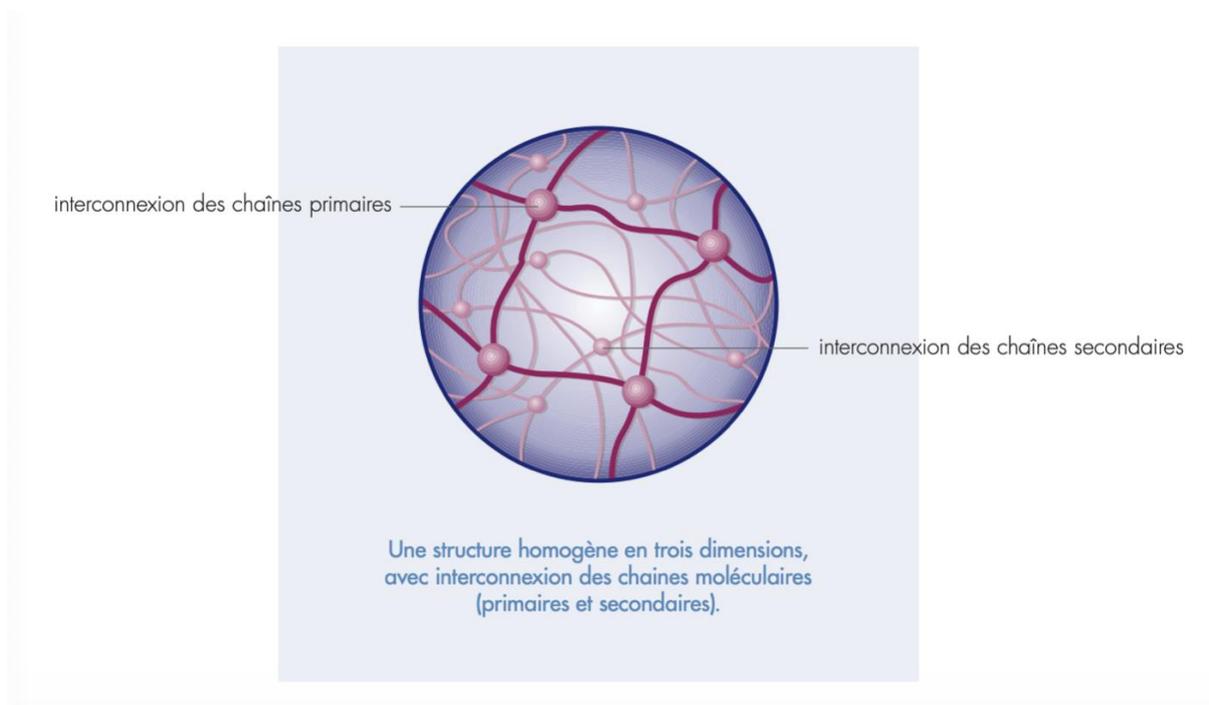
Source : Kulzer, Documentation commerciale dent Premium, 2018.

## 2.2.3 Structure IPN (Interpenetrated Polymer Network)

Pour pallier les insuffisances mécaniques des résines traditionnelles PMMA, la société Dentsply a développé des résines PMMA hautement réticulées, renforcées par une structure IPN (cf. figure 8) contenant deux polymères, chacun sous forme de réseau<sup>40</sup>. Lors de la polymérisation, des liaisons se forment entre les chaînes primaires et les chaînes secondaires. D'après le fabricant, cette structure est censée offrir au matériau une rigidité beaucoup plus importante, et procurer une meilleure résistance à l'abrasion et au développement des fissures.

<sup>40</sup> Vallittu, « Interpenetrating polymer networks (ipns) in dental polymers and composites ».

Figure 8 : Illustration de la structure IPN des dents Genios commercialisées par Dentsply

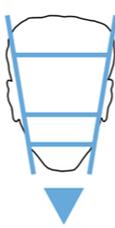
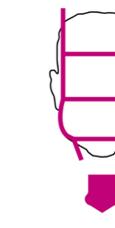


Source : Brochure Dentsply, dents Genios, 2015.

### 2.2.3.1 Propriétés esthétiques des dents artificielles avec structure IPN

La structure IPN est principalement présente dans les dents artificielles produites par la société Dentsply Sirona. Les dents Genios® présentent des propriétés esthétiques améliorées comparées à leurs homologues en résine traditionnelle, grâce à cinq couches de stratification sous forme de dégradé de différentes teintes allant du collet au rebord incisif de la dent. Les dents Portrait® IPN® et Bioform® IPN® présentent une structure IPN similaire à celle des dents Genios®, associées à une amélioration des caractéristiques morphologiques (forme, anatomie occlusale). En effet, les dents antérieures Genios® existent sous deux formes, « Chic » (bords incisifs arrondis) et « Dynamique » (bords incisifs rectilignes) (cf. figure 9) alors que la gamme Portrait® IPN®/ Bioform® IPN® propose sept formes antérieures directement en lien avec la forme du visage du patient (cf. tableau 16).

Tableau 16 : Formes des dents antérieures Portrait® IPN®/Bioform® IPN® commercialisées par Dentsply Sirona

						
Square	Square Tapering	Square Ovoid	Tapering	Tapering Ovoid	Ovoid	Square Tapering Ovoid
Carré 7 largeurs disponibles	Carré échancré 13 largeurs disponibles	Carré ovoïde 6 largeurs disponibles	Échancré 8 largeurs disponibles	Ovoïde échancré 5 largeurs disponibles	Ovoïde 5 largeurs disponibles	Carré échancré ovoïde 6 largeurs disponibles

Source : Dentsply Sirona, Documentation commerciale dent Portrait IPN, 2012.

Figure 9 : Dents antérieures Génios



Source : Dentsply Sirona, Documentation commerciale dent Genios, 2015.

### 2.2.3.2 Propriétés mécaniques des dents artificielles avec structure IPN : Résistance à l'abrasion

Bien que les résultats soient parfois contradictoires comme nous le verrons plus loin (section 3.1.1), il semble que la résine avec une structure IPN présente un meilleur comportement face à l'usure comparé à la résine non renforcée. L'étude de Ghazal<sup>41</sup> en 2008 montre qu'elle s'use de manière significativement plus importante que l'émail mais de manière moins marquée que la résine PMMA traditionnelle (cf. tableau 17).

<sup>41</sup> Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel ».

Tableau 17 : Perte de substance (PDS) verticale (en  $\mu\text{m}$ ) ou en volume (en  $\text{mm}^3$ ) en fonction du cycle masticator (en nombre) de l'émail et de la dent artificielle Polystar Selection (en résine IPN) commercialisée par Merz Dental avec une céramique de type stéatite comme matériau antagoniste

Cycles de mastication	120.000		240.000		480.000		840.000		1.200.000	
Unité	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$
Email	38	0,014	41	0,017	46	0,022	53	0,029	56	0,033
PDS Dent PMMA	76	0,057	96	0,092	121	0,138	141	0,191	159	0,242
PDS Dent Résine IPN	68	0,050	87	0,077	113	0,120	136	0,175	149	0,220

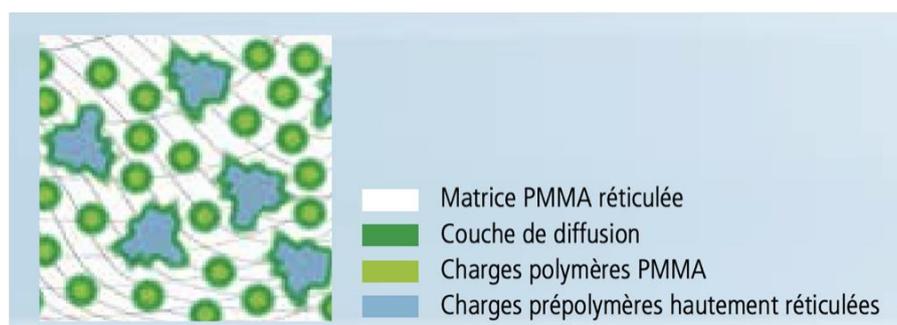
Source : Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel » 2008.

## 2.2.4 Structures DCL (Double Cross Linked) et TCR (Two Cross Resin)

Les dents artificielles en résine renforcée avec une structure DCL ont été développées par la société Ivoclar Vivadent pour concurrencer celles à la structure IPN commercialisées par Dentsply. Des charges organiques de taille variable, de PMMA ou de prépolymères hautement réticulés, sont incorporées à une matrice de PMMA réticulée (cf. figure 10). L'ensemble va polymériser et réticuler de manière homogène. D'après le fabricant, le matériau obtenu offre des avantages substantiels en termes de stabilité orale et de résistance à l'usure.

Les dents artificielles en résine renforcée avec une structure TCR, similaire à la structure DCL, sont commercialisées par la société Candulor. Elles sont obtenues à partir d'un PMMA fortement modifié. La réticulation se fait de façon uniforme aussi bien au sein du polymère que de la matrice.

Figure 10 : Illustration de la structure des dents SR Vivodent S PE avec une structure DCL, commercialisées par Ivoclar Vivadent

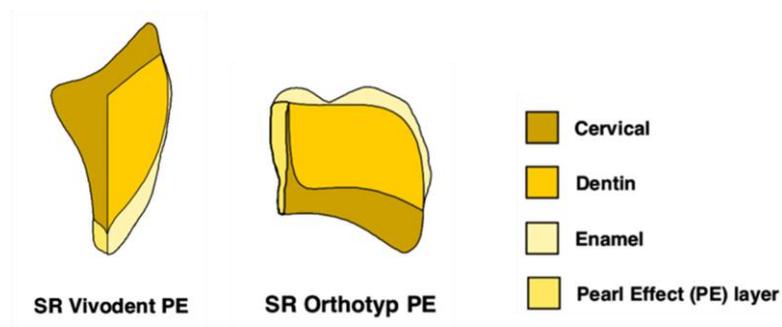


Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent SR Vivodent Pe, 2006.

### 2.2.4.1 Propriétés esthétiques des dents artificielles avec une structure DCL

Comme pour les résines IPN, les propriétés esthétiques des résines DCL sont améliorées. Le nombre de couches de stratification passe de 2 ou 3 à 4 dans les secteurs antérieurs et postérieurs (cf. figure 11).

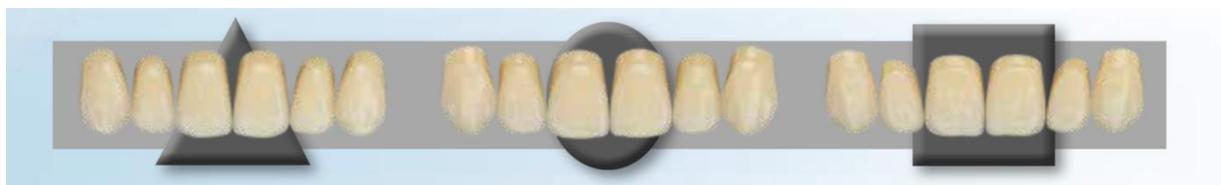
Figure 11 : Stratification des dents artificielles SR Vivodent PE commercialisées par Ivoclar Vivadent.



Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent SR Vivodent Pe, 2007.

Les dents antérieures existent sous 3 formes : triangulaire, ovale, et carré (cf. figure 12), et chaque forme se décline en plusieurs tailles.

Figure 12 : Illustration des 3 formes de caractérisation antérieure chez les dents SR Vivodent® S PE | S DCL de la compagnie Ivoclar Vivadent



Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent SR Vivodent Pe, 2007.

#### 2.2.4.2 Propriétés mécaniques des dents artificielles avec une structure DCL : Résistance en flexion et compression

En plus d'optimiser les caractéristiques esthétiques et morphologiques, les améliorations des résines traditionnelles PMMA visent à renforcer les propriétés mécaniques. Mais, peu de données de la littérature sont disponibles sur les propriétés mécaniques des dents artificielles avec une structure DCL. D'après les données fournies par le fabricant, la résistance à la compression des dents SR Vivodent® S PE DCL est nettement augmentée, et dépasserait même celle de l'émail avec une valeur de 510 MPa (cf. tableau 18).

Tableau 18 : Résistance à la flexion et à la compression des dents artificielles SR Vivodent® S PE DCL avec une structure DCL commercialisées par Ivoclar Vivadent.

	Email	Dentine	Résine PMMA	Résine renforcée DCL
<b>Résistance à la flexion (MPa)</b>	180	207	120	nc
<b>Résistance à la compression (MPa)</b>	500	230	420	510

Source : Ivoclar Vivadent, Documentation commerciale SR Vivodent® S PE | S DCL, 2007.

#### 2.2.4.3 Propriétés mécaniques des dents artificielles avec une structure DCL : résistance à l'usure

La supériorité des résines à structure DCL sur les résines PMMA traditionnelles face à l'usure reste à prouver. Les études sont contradictoires à ce sujet. En 2006, les résultats de l'étude de Stober et al.<sup>42</sup> suggèrent que les dents en résine avec structure DCL seraient plus performantes en termes de résistance à l'usure que les dents en résine traditionnelle PMMA et les dents en résine renforcée avec structure IPN. Au bout de 100 000 cycles de mastication artificielle, la résine renforcée DCL présente la perte volumique la plus faible, même comparée à l'émail (cf. tableau 19).

Tableau 19 : Perte de substance volumique (en mm<sup>3</sup> x10<sup>-3</sup>) après 100 000 cycles de mastication artificielle, de l'émail et des dents artificielles (en résines PMMA traditionnelles et renforcées) face à l'oxyde d'aluminium

Email	<b>66,1</b>
Dent en Résine PMMA (SR-Orthotyp-PE, Ivoclar Vivadent)	<b>114,6</b>
Dent en Résine IPN (Tribyte Portrait, Dentsply)	<b>123,0</b>
Dent en Résine DCL (SR-Postaris-DCL, Ivoclar-Vivadent)	<b>55,0</b>

Source : Stober et al., «Wear of resin denture teeth by two-body contact», 2006.

<sup>42</sup> Stober et al., « Wear of resin denture teeth by two-body contact ».

Mais l'étude de Ghazal et al.<sup>43</sup> publiée deux ans plus tard, laisse penser que les dents en résine avec structure DCL seraient en fait moins performantes au-delà de 120 000 cycles. Jusqu'à 1 200 000 cycles, elles présentent systématiquement les pertes de substance les plus importantes comparées à l'émail ou aux résines IPN (cf. tableau 20).

Tableau 20 : Perte de substance (PDS) verticale (en  $\mu\text{m}$ ) ou en volume (en  $\text{mm}^3$ ) en fonction du cycle masticatoire (en nombre) de l'émail et des dents artificielles en résine traditionnelles PMMA ou en résines renforcées avec une céramique de type stéatite comme matériau antagoniste

<b>Cycles de mastication</b>	120 000		240 000		480 000		840 000		1 200 000	
Unité	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$	mm	$\text{mm}^3$
Email	<b>38</b>	<b>0,014</b>	<b>41</b>	<b>0,017</b>	<b>46</b>	<b>0,022</b>	<b>53</b>	<b>0,029</b>	<b>56</b>	<b>0,033</b>
Dent en Résine PMMA Orthognath, Heraeus-Kulzer	<b>76</b>	<b>0,057</b>	<b>96</b>	<b>0,092</b>	<b>121</b>	<b>0,138</b>	<b>141</b>	<b>0,191</b>	<b>159</b>	<b>0,242</b>
Dent en Résine IPN Polystar Selection, Merz Dental	<b>68</b>	<b>0,050</b>	<b>87</b>	<b>0,077</b>	<b>113</b>	<b>0,120</b>	<b>136</b>	<b>0,175</b>	<b>149</b>	<b>0,220</b>
Dent en Résine DCL SR Orthotyp DCL, Ivoclar Vivadent	<b>88</b>	<b>0,079</b>	<b>108</b>	<b>0,119</b>	<b>129</b>	<b>0,166</b>	<b>147</b>	<b>0,201</b>	<b>163</b>	<b>0,249</b>

Source : Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel » 2008.

Ces deux articles présentent de nombreuses similitudes dans la méthodologie utilisée : les deux équipes utilisent le même simulateur de mastication à deux axes (Willytec, Munich, Allemagne), les dents testées sont toutes des prémolaires maxillaires, enchassées dans le même type de résine (Technovit 4000, Heraeus-Kulzer) ; elles ont été meulées sur leurs cuspides de manière à obtenir une surface d'analyse de 2,5 x 2-3mm. Mais, deux différences significatives peuvent être notées entre les deux études : le nombre de cycles de mastication artificielle n'est que de 100 000 dans l'étude de Stober alors qu'il atteint 1 200 000 dans l'étude de Ghazal. Par ailleurs, la caractérisation et la mesure de l'usure se fait de manière différente : dans l'étude de Ghazal, un profilomètre mécanique est utilisé tandis que dans l'étude de de Stober, l'analyse se fait à l'aide d'un profilomètre de surface optique 3D (Laserscan 3D). Aux vues de ces différentes données, il semble plus cohérent de se baser sur les

<sup>43</sup> Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel ».

données de Ghazal qui simule l'usure par mastication artificielle sur une plus longue période (120 000 à 1 200 000 cycles contre 100 000 cycles).

### **2.2.5 Conclusion sur les dents artificielles en résine PMMA renforcée**

Les résines renforcées possèdent des structures différentes en fonction du laboratoire qui les commercialise. Dans l'ensemble, elles présentent des propriétés mécaniques améliorées en comparaison avec les résines PMMA traditionnelles. Leurs propriétés esthétiques varient en fonction de leur gamme, allant de trois à cinq couches de stratification. Des exemples commerciaux sont proposés dans le tableau 21.

Tableau 21 : Tableau récapitulatif de quelques fabricants de dents en résine PMMA renforcée

<b>Types de résines PMMA renforcées</b>	<b>MPM (Multiplex Polymer Matrix)</b>	<b>RCL (Résines Cross-linked)</b>	<b>IPN (Interpenetrated Polymer Network)</b>	<b>DCL (Double Cross Linked)</b>
<b>Fabricant</b>	RUTHINIUM	HEARAEUS KULZER	DENSTPLY	IVOCLAR VIVODENT
<b>Origine</b>	Italie	Allemagne	Etats-Unis	Suisse
<b>Nom commercial</b>	Acrylux® Acryplus®	Artic®	GeniosS®	Vivodent SPE DCL SR Vivodent® S PE S DCL SR OrthotypP® S PE S DCL SR Ortholingual® S DCL
<b>Tarif (plaquette antérieure 6 dents)</b>	nc	nc	nc	20,15€
<b>Tarif (plaquette postérieure 8 dents)</b>	nc	nc	nc	19,52€
<b>Nombre de forme (dents antérieures)</b>	3 (triangle, carré, ovale)	4 (triangle, carré, ovale, triangle-ovale)	2 (chic et dynamique)	3 (triangle, carré, ovale)
<b>Nombre de couches (dents antérieures)</b>	3	nc	5	4
<b>Nombre de couches (dents postérieures)</b>	nc	nc	nc	4
<b>Nombre de dimensions (dents antérieures)</b>	29 max 14 mand	33	17 max 10 mand	16 max 8 mand
<b>Nombre de dimensions (dents postérieures)</b>	5	16	6 max 4 mand	3 max 3 mand
<b>Autres caractérisations (dents postérieures)</b>	nc	Angulation (0°, 10° et 20°)	Standard (crête alvéolaire atrophiées) Réduite R (hauteur prothétique faible)	Modèle occlusal (classique ou linguale)
<b>Nombre de teintes</b>	19	16 A1–D4	Vita (A1-D4) Bleach (BL1, BL3) Post : (A1-D4, BL1)	20 (PE) 16 (A–D) 4 (Bleach)

Source : Auteur, d'après des cartes de formes et documentation scientifique des différents fabricants, 2021.

## **2.3 Résines composites**

Pour améliorer les propriétés mécaniques des dents artificielles en résine acrylique, les fabricants se sont également inspirés des composites de restauration utilisés en odontologie conservatrice.

Les résines composites sont constituées d'une matrice de polymères dans laquelle sont incorporées des charges minérales. Un agent de couplage, le silane, assure la liaison chimique entre les particules organiques et inorganiques. Les polymères, qui contiennent des groupements PMMA dans leur ultrastructure, sont obtenus par polymérisation d'oligomères issus de la prépolymérisation de monomères fluides dérivés du Bis-GMA et des polyuréthanes parmi lesquels l'UDMA (Uréthane DiMéthAcrylate) ou l'EGDMA (Ethylène Glycol DiMéthAcrylate). Leur taux de réticulation est très élevé.

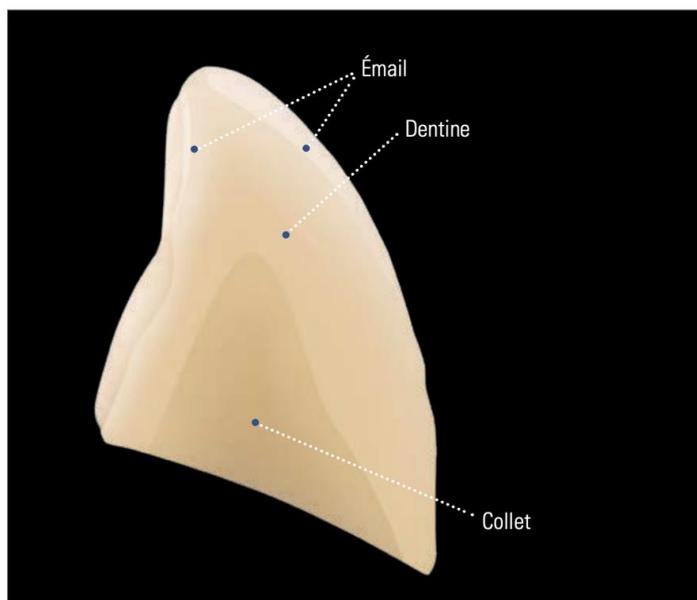
### **2.3.1 Fabrication des dents artificielles en résine composite**

Les dents artificielles en résine composite sont fabriquées par stratification. Les variations qualitatives et quantitatives de composition d'une couche à l'autre (charges minérales, pigments, monomères) permettent de donner aux dents artificielles des propriétés esthétiques optimales (couleur naturelle, translucidité) ; et d'adapter les propriétés mécaniques de chaque couche en fonction de sa localisation anatomique sur la dent.

Contrairement aux dents traditionnelles en résine PMMA, toutes les couches sont appliquées dans le moule en une fois : les différentes masses de couleur (émail, dentine, collet) sont appliquées successivement et le moule est fermé une fois complètement rempli de matériau. Celui-ci est comprimé et durci dans une presse à chaud spéciale. Comme la polymérisation complète s'effectue en une étape, les limites périphériques de chaque variante de couche de matériau s'interpénètrent, permettant ainsi d'obtenir une liaison sans hiatus ni porosité. Ces dents sont constituées d'au moins 3 couches de stratification : émail, dentine et collet comme illustré dans la figure 13.

Certaines dents artificielles correspondent à une combinaison de différents matériaux de manière à potentialiser leurs avantages. Elles possèdent une portion occlusale en résine composite pour répondre aux exigences mécaniques notamment la résistance à l'usure, et une portion apicale en résine PMMA pour assurer la liaison chimique la plus forte possible à la base prothétique. C'est le cas de la dent Phonares®, commercialisée par la société Ivoclar Vivadent. Dans ce cas, les réglages occlusaux ne devront pas dépasser la portion « composite » de la dent artificielle au risque de perdre le bénéfice de son utilisation.

Figure 13 : Illustration de la stratification de la dent artificielle Vitapan Excelle en résine composite



Source : VITA, Documentation scientifique dent Vitapan Excelle, 2018.

### 2.3.2 Résine composite NHC (Nano Hybrid Composite)

La résine composite NHC (Nano Hybrid Composite) est un composite hybride fabriqué par Ivoclar Vivadent. Elle est le résultat de la combinaison de deux matériaux, le composite et le PMMA. Elle est constituée d'une grande variété de charges incorporées dans une matrice UDMA (cf. figure 14) :

- Des macrocharges organiques à base d'UDMA, hautement réticulées, principalement responsables de la résistance mécanique et de la stabilité de la couleur de la dent,
- Des microcharges inorganiques à base de dioxyde de silicium silanisé, hautement densifiées qui améliorent la résistance du matériau à l'usure,
- Des charges minérales nanométriques silanisées à base de dioxyde de silicium.

Figure 14 : Illustration de la structure NHC des dents Phonares commercialisées par Ivoclar Vivadent

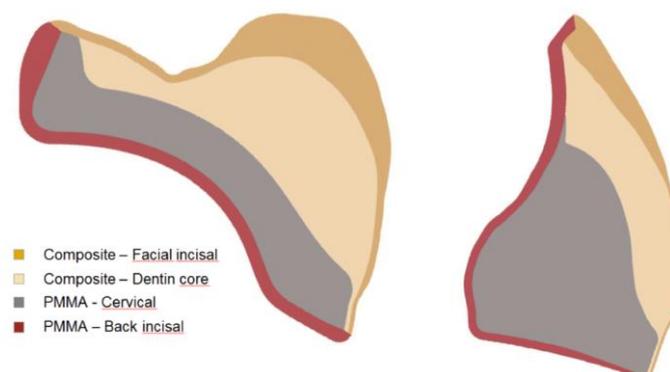


Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent Phonares, 2012.

Les dents artificielles Phonares® possèdent 4 couches de stratification (occluso-vestibulaire, dentinaire superficielle, dentinaire profonde, cervico-linguale) qui leur confèrent de très bonnes propriétés esthétiques (cf. figure 15). Comparées aux dents en résine traditionnelle PMMA, la stratification leur confère de meilleures propriétés optiques, mécaniques (cf. tableau 22) et chimiques :

- Les couches occluso-vestibulaire (ou incisivo-vestibulaire) et dentinaire superficielle sont constituées du matériau composite, elles assurent les propriétés optiques et mécaniques de la dent,
- Alors que les couches dentinaires profondes et cervico-linguale, en matériau PMMA, assurent une liaison efficace et sans stress à la base prothétique.

Figure 15 : Illustration de la stratification des dents Phonares II commercialisées par Ivoclar Vivadent



Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent Phonares, 2012.

Tableau 22 : Propriétés mécaniques des couches de stratification des dents Phonares II commercialisées par Ivoclar Vivadent (données fournies par le fabricant)

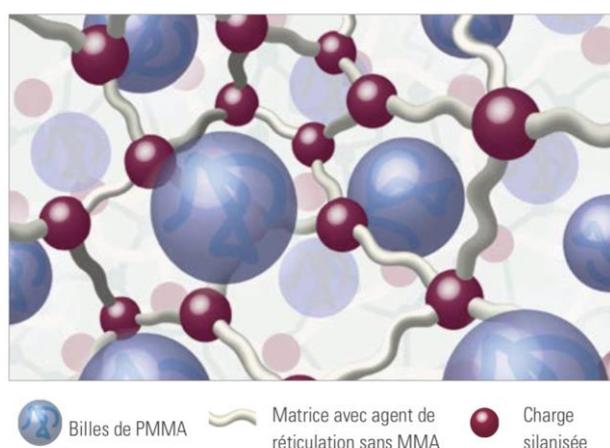
Couche	Incisivo-vestibulaire	Dentinaire	Cervico-linguale
Résistance à la flexion (MPa)	119	132	137
Module d'élasticité (MPa)	3927	4410	3467
Dureté par test d'indentation (MPa)	210	223	170
Dureté Vickers HV (MPa)	235	258	190

Source : Ivoclar Vivadent, Documentation scientifique dent Phonares, 2012.

### 2.3.3 Composite MRP (Microfiller Reinforced Polymermatrix)

La résine composite MRP (Microfiller Reinforced Polymermatrix) a été utilisée pour la première fois en 1983. Elle correspond aujourd'hui à la structure de la majorité des dents commercialisées par la société Vita (cf. figure 16). Cette structure est constituée d'une matrice de polymère hautement réticulé associé à des microcharges copolymérisées de PMMA homogènement réparties (84-85 %). Lors de la polymérisation, des charges en dioxyde de silicium (14-15 %) servent d'agent de réticulation supplémentaire. Des pigments peuvent être rajoutés pour modifier la coloration (1 %) D'après le fabricant, les microcharges assurent un renforcement de la matrice polymère et lui confère une grande résistance à l'abrasion.

Figure 16 : Illustration de la structure du composite MRP



Source : Vita, Documentation scientifique, 2018.

Bien que la résine composite MRP soit devenue le matériau phare de la société Vita, ses propriétés mécaniques ne présentent pas d'améliorations exceptionnelles (cf. tableau 23). Malgré son module élastique faible et sa dureté importante comparables à la résine composite NHC de Ivoclar Vivadent, sa résistance à la flexion est relativement faible en comparaison avec l'émail (180 MPa).

Tableau 23 : Propriétés mécaniques du composite MRP fournis par la société Vita

	<b>Composite MRP</b>
<b>Résistance à la flexion (MPa)</b>	80
<b>Module d'élasticité (MPa)</b>	4350
<b>Dureté Vickers HV (MPa)</b>	275

Source : Vita, Documentation scientifique, 2018.

#### **2.3.4 Conclusion sur les dents artificielles en résine composite**

La résine composite est depuis longtemps indispensable en dentisterie dans le cadre de restaurations prothétiques fixes directes et indirectes. Il semble être le matériau d'avenir des dents artificielles en prothèse amovible. Comme pour les résines renforcées, chaque société commercialise, et améliore sans cesse son propre matériau. Des exemples commerciaux sont proposés dans le tableau 23.

Tableau 24 : Tableau récapitulatif de quelques fabricants de dents en résine composite

Fabricant	VITA							CANDULOR	IVOCLAR VIVADENT
Origine	Allemagne							Suisse	Suisse
Nom commercial	Vitapan Excelle Anterior	Vitapan Plus anterior	Vita Physiodens Anterior/ Postérieur	Vitapan Lingoform posterior	VITAPAN antérieure	Vitapan Cuspifom postérieur	Vitapan Sinoform postérieur	PhysioStar NFC Condyliform NFC+ Bonartic NFC+	Phonares II
Composition	Composite MRP, agent de réticulation, Charge silanisée, Billes PMMA							Matrice à base UDMA, agrégats de PMMA de nature et taille variables	Composite NFC à base UDMA, PMMA, chages à base SiO <sub>2</sub>
Tarif (plaquette antérieure)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	48,20€	36,42€
Tarif (plaquette postérieure)	nc	nc	nc	nc	nc	nc	nc	38, 30€	36,42€
Nombre de forme (dents antérieures)	4 (ovale, triangle, carré, rectangle)							4 (délicat, affirmé, universel, individuel)	nc
Nombre de couches	3	3	3	3	nc	nc	nc	4	4
Nombre dimensions (dents antérieures)	17 max 5 mand	18 max 6 mand	21 max 8 mand	nc	31 max 13 manf	nc	nc	16 max 5 mand	18 max 6 mand
Nombre de dimensions (dents postérieures)	nc	nc	6 max 6 mand	4 max 4 mand	nc	6 max 6 mand	5 max 5 mand	3	3 max 3 mand
Angle cuspidien maximal (dents postérieures)			> 30°	15 à 20°			23 à 28° 6°		
Nombre de teintes	11 (3D Master) 15 (Classical A1 – D4 sans B1)	28 (3D Master) 15 (Classical A1–D4 sans B1) 27 (3D Master 0M3, 1M1–5M3) 15 (Classical A1–D4)					15 (Classical A1–D4)	nc	16 (A–D) 4 (Bleach)

Source : Auteur, d'après plusieurs documents commerciaux des différentes sociétés, 2021.

## **2.4 Apport de la CFAO dans la fabrication des dents artificielles en résine**

Les dents artificielles sont essentiellement fabriquées par application successive de couches de matériau dans un moule et pression à chaud. Les dents sont ensuite contrôlées afin de garantir qu'ils répondent aux critères du produit, puis conditionnées sous forme de plaquettes de 6 dents antérieures et de 8 dents postérieures ; et enfin vendues aux laboratoires de prothèses par des distributeurs. Depuis peu, il est possible d'obtenir des dents par CFAO. Il serait intéressant de connaître l'influence de cette méthode de fabrication sur les propriétés des dents artificielles.

### **2.4.1 Introduction de la CFAO en dentisterie**

La Conception Assistée par Ordinateur (CAO) regroupe l'ensemble des logiciels et des techniques de modélisation géométrique qui permettent une conception virtuelle et une simulation de manière numérique. La Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO) désigne l'utilisation de logiciels de commande numérique qui pilotent les machines-outils et permettent de fabriquer un objet. Ces deux concepts réunis forment la Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO) et permettent la fabrication de projet virtuel.

La CFAO est rapidement apparue comme une nouvelle approche prometteuse pour la conception et la fabrication de prothèses amovibles. L'utilisation de cette technologie en dentisterie remonte aux années 1980<sup>44</sup>. D'abord appliquée à la restauration fixée, son utilisation en prothèse amovible est bien plus récente, elle a été longtemps limitée en raison du manque de logiciel de CAO adapté<sup>45</sup>. A partir de 2010, plusieurs logiciels de CAO de prothèse amovible ont vu le jour, par exemple ceux commercialisés par les sociétés 3Shape Dental System et AvaDent.

En prothèse adjointe, au moins 6 rendez-vous sont nécessaires pour la réalisation d'une prothèse par une technique conventionnelle. La CFAO ambitionne de réduire ce nombre à seulement 2 rendez-vous et représente donc un enjeu majeur pour les chirurgiens-dentistes et les prothésistes<sup>46</sup>. Même si la CFAO constitue une avancée majeure en dentisterie, 2 rendez-vous ne semblent pas être un objectif raisonnable. En effet, ils ne permettent pas de tenir compte de la dépressibilité de la fibromuqueuse de la crête édentée ainsi que du jeu de la musculature périphérique, ni de l'essai esthétique ou fonctionnel ce qui risque de nuire aux résultats de nos traitements prothétiques.

---

<sup>44</sup> Han et al., « Design and fabrication of complete dentures using cad/cam technology ».

<sup>45</sup> Han et al.

<sup>46</sup> Han et al.

## 2.4.2 Fabrication de dents artificielles par CFAO

Il existe deux grandes techniques de fabrication de dents artificielles par FAO : la fabrication additive et la fabrication soustractive.

La fabrication additive correspond à l'impression 3D ou à la stéréolithographie. Les dents en PMMA peuvent être imprimées de manière unitaire ou en un seul bloc, elles seront secondairement assemblées à la base prothétique. Les dents et la base prothétique en PMMA peuvent aussi être imprimées en une seule unité ou bien en deux blocs distincts réunis par la suite. Un fichier numérique correspondant à la conception du projet prothétique est téléchargé sur le logiciel de l'imprimante 3D. De la résine polymérisable à base de PMMA est versée dans l'imprimante 3D et les dents sont imprimées couche par couche. Après l'impression, les dents sont nettoyées et durcies pendant 40 minutes supplémentaires dans le four de post-polymérisation après immersion dans la glycérine, pour faire réagir les monomères restants<sup>47</sup>.

Dans la fabrication soustractive, un bloc de résine est usiné. Les dents peuvent être usinées individuellement ; mais elles le sont généralement sous forme de blocs d'hémi-arcade ou d'arcade complète. De façon conventionnelle, les dents et la base prothétique sont usinées séparément, puis les deux unités sont assemblées dans un second temps (cf. figure 16). C'est le cas, par exemple, du disque SR Vivodent CAD multi pour les dents (PMMA de structure DCL) et disque IvoBase CAD pour la base (PMMA) commercialisés par Ivoclar Vivadent, usinées et secondairement assemblées par collage (IvoBase CAD Bond). Dans certains cas, les dents et la base prothétique peuvent être usinées en une seule unité à partir du même bloc. A titre d'exemple, le même fabricant propose un disque bicolore en résine (disque Ivotion, PMMA de structure DCL) permettant d'usiner les dents et la base prothétique en une fois (cf. figure 17).

Les disques usinables de la technique soustractive sont exclusivement en résine traditionnelle PMMA ou renforcée. Le disque Ivotion correspond à la gamme SPE des dents artificielles chez Ivoclar Vivadent. Ses propriétés mécaniques sont équivalentes aux dents unitaires produites dans le même matériau. D'après le fabricant, les disques en résine composite n'ont pas été développés pour des raisons de complexité de fabrication et de coût ; il n'y a donc pas d'équivalent de disque CFAO pour les dents unitaires Phonares® II. L'usinage de l'arcade complète ou de l'hémi-arcade permet d'augmenter la résistance mécanique de la future prothèse dans son ensemble et fait gagner au prothésiste un temps considérable d'assemblage des différentes pièces de la prothèse amovible. De la même manière, le risque de décollement d'une dent de la prothèse est minoré et la réintervention en cas de fracture facilitée.

---

<sup>47</sup> Chung et al., « 3d printing of resin material for denture artificial teeth ».

Tableau 25 : Avantages et Inconvénients des techniques de fabrication assistée par ordinateur

	<b>Avantages</b>	<b>Inconvénients</b>
<b>Méthode additive : Impression 3D- Stéréolithographie</b>	Plus rapide Moins chère  Possibilité de conception de pièce de géométrie complexe (pas de problème d'axe d'usinage)	Recul limité Céramique non imprimable Post-traitement (suppression des tiges de soutien et polissage) Impression couleur pas toujours possible
<b>Méthode soustractive par usinage</b>	Recul plus important Grand nombre de matériaux usinables	Perte importante de matériau Coût d'entretien élevé de l'équipement Imprécisions d'usinage liées à l'usure des fraises Plus long et plus chère Limitation du nombre d'axes d'usinage

Source : Auteur, d'après différents articles précédemment cités, 2020.

Figure 17 : Arcade maxillaire complète et base prothétique usinées séparément par technique CFAO (résine de teinte A3)



Source : Han et al., « Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology» 2017.

Figure 18 : Disque Ivotion Bicolore commercialisé par Ivoclar Vivadent



Source : Ivoclar Vivadent, « Documentation scientifique ».

## 2.4.3 Propriétés mécaniques des dents prothétiques obtenues par impression 3D

### 2.4.3.1 Résistance à l'usure

Les propriétés mécaniques des prothèses dentaires CFAO imprimées en 3D sont jusqu'à présent inconnues<sup>48</sup>. Une étude in vitro<sup>49</sup> a comparé la résistance à l'usure de la dent artificielle obtenue par impression 3D à celle de plusieurs dents du commerce après 30 000 cycles de mastication artificielle (cf. tableau 26). Bien que la perte de substance en volume soit plus importante pour la dent fabriquée par impression 3D que pour les 2 premiers groupes, (Artic de Kulzer et Preference de Candulor), les auteurs considèrent que l'usure est globalement comparable et que cette technique est une alternative fiable aux dents du commerce.

Tableau 26 : PDS en volume (en mm<sup>3</sup>) après 30 000 cycles masticatoire des dents artificielles CFAO obtenues par impression 3D et de dents du commerce face à la zircone ou au métal

Technique de fabrication		Impression 3D	Dents du commerce de fabrication traditionnelle			
Laboratoire		DENTCA	Kulzer	Candulor	Kulzer	GC Corp
Dent artificielle		DENTCA	Artic	Preference	Premium 6	Surpass
Matériau de la dent artificielle		PMMA	PMMA	PMMA crosslinking	Résine + charge	Résine + microcharge
Matériau antagoniste	Zircone	0,88 (b)	0,42 (a)	0,43 (a)	0,69 (b)	0,99 (b)
	Metal	0,92 (b)	0,43 (a)	0,42 (a)	0,73 (a/b)	1,71 (c)

Les valeurs avec la même lettre entre parenthèses ne présentent pas de différences significatives.

Source : Cha et al., «Wear resistance of 3D-printed denture tooth resin opposing zirconia and metal antagonists» 2020.

<sup>48</sup> Chung et al.

<sup>49</sup> Chung et al.

### 2.4.3.2 Résistance à la fracture

D'après Chung et al.<sup>50</sup>, la résistance à la fracture par traction indirecte des dents fabriquées par impression 3D est comparable à celle des dents du commerce. Dans leur étude in vitro, la force nécessaire pour fracturer la dent a été évaluée (cf. tableau 26). Malgré les limites de cette étude (étude in vitro), les auteurs concluent que la fabrication de dents artificielles en résine par impression 3D peut être utilisée en prothèse amovible.

Tableau 27 : Charge moyenne de rupture (en N) de différentes dents artificielles CFAO obtenues par impression 3D et de dents du commerce

Technique de fabrication	CFAO Impression 3D	Dents du commerce de fabrication traditionnelle		
		Laboratoire		
	DentcaTM	Candulor	Kulzer	GC Corp
Dent artificielle	Résine d'impression 3D Dentca	Preference	Premium 8	Surpass
Matériau de la dent artificielle	PMMA	PMMA crosslinking	Résine chargée	Résine microchargée
Charge moyenne de rupture (N)	<b>160,28 (a)</b>	<b>241,26 (c)</b>	<b>88,01 (b)</b>	<b>76,03 (b)</b>

Source : Chung et al., «3D printing of resin material for denture artificial teeth : chipping and indirect tensile fracture resistance» 2018.

### 2.4.4 Propriétés mécaniques des dents prothétiques obtenues par usinage

Ivoclar Vivadent est un exemple parfait de société ayant intégré l'importance de la CFAO dans leurs démarches commerciales. Ils proposent à la vente plusieurs disques dédiés à l'usinage de base prothétique, d'arcades dentaires complètes ou partielles, de dents artificielles unitaires ou encore de prothèse amovible totale. La structure du disque Ivotion d'Ivoclar Vivadent équivaut à celle d'une dent artificielle du commerce en résine PMMA de structure DCL dans sa « portion dentaire ». Leurs propriétés mécaniques sont donc équivalentes (cf. tableau 27). Sa portion « gencive » possède une structure PMMA conventionnelle.

<sup>50</sup> Chung et al.

Tableau 28 : Résistance à la flexion du disque SR Vivodent® CAD Shell commercialisé par la société Ivoclar Vivadent possédant une portion rose de base prothétique et une portion blanche correspondant aux dents

	<b>Résine à base de PMMA</b>	<b>Résine partie dentaire</b>
<b>Résistance à la flexion</b>	≥ 65 MPa	≥ 80 MPa

Sources : Ivoclar vivadent, « Documentation scientifique ».

## 3 Comparaison des matériaux

---

Cette partie consiste en l'analyse et la comparaison des propriétés mécaniques et biomécaniques des différentes dents artificielles sur le marché : les dents en porcelaine, les résines traditionnelles, les résines renforcées et les résines composites.

### 3.1 Propriétés mécaniques des dents artificielles

#### 3.1.1 Abrasion, attrition et résistance à l'usure

L'usure des dents fait intervenir deux phénomènes : l'abrasion et l'attrition.

L'abrasion est un phénomène d'usure à 3 corps. Elle s'observe lors de la mastication ou du brossage. Lors de la mastication, le bol alimentaire joue le rôle de troisième corps, alors que pendant le brossage, la dent, la brosse à dent et le dentifrice sont chacun l'un des corps du phénomène abrasif.

L'attrition correspond à une usure à 2 corps. Elle s'observe lorsque les dents entrent en contact les unes avec les autres sans troisième corps intermédiaire, par exemple lors de la déglutition et des parafunctions (bruxisme, onychophagie, tabagisme, etc.). Elle est principalement observée au niveau des surfaces occlusales tandis que l'abrasion s'observe à la fois sur les surfaces occlusales, vestibulaire et linguales des dents.

La résistance à l'usure est l'une des propriétés mécaniques capitale des dents artificielles utilisées en PAP ou PAC. Une usure excessive peut entraîner une perte de la dimension verticale d'occlusion, une réduction de l'efficacité masticatoire ou encore une fatigue des muscles masticateurs. Les dents artificielles doivent donc résister suffisamment à cette usure pour éviter toute situation traumatique ou délétère pour le patient à long terme. Elles doivent présenter des valeurs de résistance à l'usure qui se rapprochent de celles de l'émail.

La résistance à l'usure des dents artificielles a été étudiée dans de nombreuses études in vitro, principalement par l'analyse d'une usure à 2 corps (cf. tableau 28). Les conclusions des auteurs varient et les données sont difficilement comparables d'une étude à l'autre en raison de la grande variabilité des protocoles de recherche et des matériaux étudiés. Malgré les différents biais et limites à ces études, les conclusions qui semblent se dégager sont les suivantes :

- Les dents en céramique restent les plus résistantes à l'usure à deux corps malgré le développement de nouveaux types de dents artificielles en résine<sup>51</sup>.
- Il n'existe pas de relation précise entre la composition chimique des résines et leur résistance à l'usure contrairement aux arguments commerciaux des fabricants. Les dents en résine acrylique renforcée ne sont donc pas systématiquement plus résistantes à l'usure que les dents en résine acrylique conventionnelles.
- Lorsque le patient présente sur l'arcade antagoniste des dents naturelles ou des dents artificielles en céramique, le choix des dents en céramique doit être privilégié. Cependant, lorsque les matériaux antagonistes sont des résines acryliques traditionnelles, renforcées ou des résines composites, le choix s'orientera vers des matériaux similaires, en raison de la similitude des propriétés mécaniques.

---

<sup>51</sup> Ghazal et al., « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel ».

Tableau 29 : Résistance à l'usure des dents artificielles en fonction de 7 études différentes

Etudes Nombre de cycles Antagoniste	Perte De Substance (PDS)							Conclusions des auteurs
	Unité	Email	Céramique	Résine Traditionnelle PMMA	Résine renforcée IPN	Résine renforcée DCL	Résine Composite	
Ghazal et al. <sup>52</sup> 1 200 000 Stéatite	mm	56(a)	36(a)	159(b)	149(b)	163(b)	117(c)	PDS verticale et volumique des dents en résine composite significativement < à celles des dents en résine acrylique mais plus élevées que celles des dents en céramique et l'émail. Les dents en céramique doivent être préférées aux dents naturelles lorsque la stabilité occlusale est considérée comme une priorité élevée.
	mm <sup>3</sup>	0,033(a)	0,029(a)	0,242(b)	0,220(b)	0,249	0,144(c)	
Suwannaroop et al. <sup>53</sup> 10 000 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	mm <sup>3</sup>		0,054(a)	0,210(b)	0,693(c)		0,040(a)	Résistance à l'usure plus faible pour les dents en résine acrylique hautement réticulée. Perte de poids et de volume plus élevée pour les dents en résine renforcée IPN (Trubyte Bioform), suivies des dents en résine PMMA traditionnelle (Cosmo HXL). Corrélation linéaire positive significative entre la perte de volume et la perte de poids.
	mg		0,2(a)	0,8(b)	1,4(c)		0,3(a)	
Stober et al. <sup>54</sup> 100 000 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	mm <sup>3</sup> x10 <sup>-3</sup>	66,1		114,6	123,0	55,0	87,0	Usure plus importante de la dent en résine renforcée IPN (Trubyte Portrait). Usure de la dent en résine renforcée DCL (SR-Postaris-DCL) nettement < à celle de la dent en résine traditionnelle (SR-Orthotyp-PE). Aucun lien précis entre la résistance à l'usure et la composition chimique des matériaux n'a été trouvé.
Dhazal et Kern <sup>55</sup> 300 000 Zircone	mm	36					37	PDS verticale et en volume de l'émail humain < à celles des dents en résine composite.
	mm <sup>3</sup>	0,023					0,019	
Ghazal, Steiner et Kern <sup>56</sup> 600 000 Même matériau que celui analysé	mm		127		73		160	PDS verticale et en volume respectivement 25 % et 100 % plus élevées pour les dents en résine composite comparées à celles en céramique lorsqu'elles sont opposées à des antagonistes fabriquées à partir du même matériau. Usure des dents en résine acrylique beaucoup moins importante par rapport aux dents en résine composite et en céramique
	mm <sup>3</sup>		0,068		0,019		0,134	

<b>Ghazal, Hedderich et Kern</b> <sup>57</sup> 200 000 Même matériau que celui analysé (1) Email dentaire (2)	mm (1)		<b>67 (a)</b>				<b>69 (a)</b>	Pas de différence d'usure statistiquement significative entre dents en composite et en céramique feldspathique par rapport aux antagonistes du même matériau testé. PDS verticale et en volumique des dents en céramique nettement < à celles des dents en résine composite opposées à l'émail humain. PDS verticale significative de l'émail opposé aux dents en céramique. PDS verticale totale de la combinaison céramique-émail non statistiquement différente de celle de la combinaison composite-émail. Usure similaire des dents en résine composite et en céramique en PAC ; dents en résine composite plus adaptées à la PAP opposée aux dents naturelles
	mm3 (1)		<b>0.019 (a)</b>				<b>0.019 (a)</b>	
	mm (2)		<b>167 (a)</b>				<b>184 (a)</b>	
	mm3 (2)		<b>0.016</b>				<b>0.067</b>	
<b>Mello et al.</b> <sup>58</sup> 40 000 Composite (1) Alliage métallique (2)	µm (1)			<b>4.50</b>			<b>2,33</b>	Usure la plus faible avec les dents en résine renforcée DCL et en résine composite opposées aux dents en résine composite. Usure la plus élevée avec les dents en résine composite opposées à l'alliage métallique. Usure la plus faible avec les dents en résine renforcée DCL opposées à l'alliage métallique. Aucune usure de l'alliage métallique
	µm (2)			<b>6.70</b>			<b>1,78</b>	

Les valeurs avec la même lettre entre parenthèses ne présentent pas de différences significatives

Source : Auteur, récapitulatif de l'ensemble des articles précédemment cités, 2020.

<sup>53</sup> Suwannaroop et al., « In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth ».

<sup>54</sup> Stober et al., « Wear of resin denture teeth by two-body contact ».

<sup>55</sup> Ghazal et Kern, « Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces ».

<sup>56</sup> Ghazal, Steiner, et Kern, « Wear resistance of artificial denture teeth ».

<sup>57</sup> Ghazal, Hedderich, et Kern, « Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists ».

<sup>58</sup> Mello et al., « Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists ».

### 3.1.2 Rugosité de surface

Un élément important à mettre en relation avec la résistance à l'usure d'un matériau est sa rugosité de surface qui traduit sa résistance au frottement. Lorsque 2 matériaux entrent en contact et glissent l'un contre l'autre, la résistance au frottement varie notamment en fonction de la texture de la surface abrasive. Il a été démontré que les surfaces rugueuses augmentent le coefficient de frottement et entraîne une usure accrue<sup>59</sup>. La rugosité de surface se mesure à l'aide d'un rugosimètre ou d'un profilomètre. Ces instruments permettent d'évaluer les micro-géométries et défauts de surface d'un objet exprimé en micromètre ( $\mu\text{m}$ ).

Au contact d'un autre matériau, un même matériau pourra donc avoir un pouvoir abrasif différent en fonction de sa propre rugosité de surface et donc de la qualité de sa surface (lisse ou rugueuse). Inversement, la résistance à l'usure d'un matériau dépend de la rugosité de surface du matériau antagoniste. En effet, plus un matériau rugueux est en relation avec un autre matériau moins rugueux, plus celui-ci va être usé de manière importante. Cliniquement, cela implique que tous les matériaux, en particulier la céramique, doivent être parfaitement polis avant la pose de la prothèse pour minimiser leur pouvoir abrasif. On considère que la rugosité moyenne de surface de la céramique après les techniques de finition (glaçage / polissage) ne doit pas être supérieure à  $0,75 \mu\text{m}$  pour éviter une usure trop importante de l'arcade antagoniste<sup>60</sup>.

### 3.1.3 Dureté et résistance à la fracture

La dureté d'un matériau illustre sa capacité à être marqué par un autre (rayure ou pénétration). Celle-ci est totalement indépendante des notions de résistance mécanique (traction, flexion, compression) ou de solidité. En effet, une structure très dure comme le verre est aussi très fragile.

L'étude de Fumiaki Kawano<sup>61</sup> de 2002 a étudié la valeur et la relation entre la dureté et la force d'impact de dents postérieures en céramique, composite et résine acrylique.

La force d'impact correspond à la force transmise aux structures environnantes lorsque l'objet étudié (ici la dent artificielle) subit une déformation pendant un temps avec une force prédéfinie. Les résultats sont résumés dans le tableau 29. Ils montrent que :

---

<sup>59</sup> Ghazal et Kern, « The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth ».

<sup>60</sup> Ghazal et Kern.

<sup>61</sup> Kawano et al., « Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth ».

- Il existe une corrélation positive entre la dureté (exprimée en Vickers) et la valeur d'impact (exprimée en Gµs)<sup>62</sup>. C'est-à-dire que pour les dents artificielles, plus le matériau est dur et plus celui-ci risque de transmettre des forces importantes aux structures environnantes. Une autre corrélation peut être établie entre la valeur d'impact et le module d'élasticité qui sera décrit plus loin.
- Les dents artificielles en porcelaine ont montré une dureté environ 50 fois plus importante, et une valeur d'impact significativement plus élevée que les dents en résine acrylique<sup>63</sup>. Cela signifie que les dents en porcelaine présentent une capacité d'absorption des chocs significativement moins importante que les dents en résine. Elles transmettent donc des forces aux structures adjacentes plutôt qu'elles ne les absorbent.

Ces données suggèrent deux conséquences cliniques possibles :

- Les dents artificielles en porcelaine, qui n'ont pas la capacité d'absorber les forces, vont se fracturer lors d'un choc de manière beaucoup plus rapide que leurs homologues en résine.
- Elles sont plus susceptibles de transmettre des contraintes à la base prothétique et aux tissus muqueux et osseux sous-jacents. Elles pourraient donc être responsables de gênes, douleurs, inflammations des muqueuses ou encore des résorptions osseuses, en particulier lorsque la prothèse est inadaptée sur sa base ostéomuqueuse ou mal équilibrée.

Tableau 30 : Comparaison de dureté et de la valeur d'impact des dents artificielles

	<b>Dureté Vickers (en GPa)</b>	<b>Valeur d'impact (en Gµs)</b>
<b>Porcelaine</b>	7,93	15,103
<b>Résines composites</b>	Entre 0,17 et 0,56	6,100 to 10,463
<b>Résine acrylique PMMA</b>	0,15	5,308

Source : Kawano, «Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth» 2002.

### 3.1.4 Adhésion à la base prothétique

<sup>62</sup> Kawano et al.

<sup>63</sup> Kawano et al.

Il existe deux grands types de réparation concernant les dents artificielles lors de la maintenance des prothèses amovibles : la fracture de la dent et son décollement de la base prothétique.

Bien qu'il puisse sembler logique que l'adhésion dent-base prothétique soit plus forte pour les dents en résine acrylique PMMA que pour les autres dents artificielles, cela n'est pas aussi catégorique dans les études in vitro. Celle de Ramin Mosharraf<sup>64</sup>, publiée en 2014, a comparé la force d'adhérence des dents en résine traditionnelle PMMA (Major, Major Dental) et celle des dents en résine composite (Yaghoot, Ideal Makou) en les soumettant à une force progressive à la vitesse de 5 mm/min appliquée à l'aide d'une tige en acier inoxydable de 1 mm de diamètre incliné à 130° par rapport au grand axe de la dent, jusqu'à ce que la fracture se produise. Les résultats sont résumés dans le tableau 31. Dans la limitation de cette étude, l'auteur conclut que les dents artificielles en résine composite ont une force de rupture comparable voire légèrement supérieure à celle des dents en résine acrylique conventionnelle (mais la différence n'est pas significative).

Tableau 31 : Force d'adhérence (force de rupture) de dents artificielles en résine acrylique et en résine composite (en N)

Types de dents	Marque, fabricant	Force de rupture (en N)
Résine traditionnelle PMMA	Major, Major Dental	547.95
Composite	Yaghoot, Ideal Makou	717.43

Source : Mosharraf et Abed-Haghighi, «A comparison of acrylic and multilithic teeth bond strengths to acrylic denture base material» 2009.

Les dents en résine ne sont pas exemptes de problème de décollement. Celui-ci est un problème majeur puisque 22 % à 30 % des réparations en prothèse amovible impliquent un décollement de dents artificielles lorsque celles-ci sont en résine acrylique<sup>65</sup>. Ces décollements ont principalement lieu dans la région antérieure de la prothèse<sup>66</sup>. Concernant les dents en porcelaine, la plupart des études ne s'intéressent pas à leur interface avec la base prothétique, ce qui est problématique car il n'est pas possible de comparer l'ensemble des dents artificielles selon ce critère<sup>67</sup>. Aucune donnée de la littérature n'a été retrouvée sur le taux de maintenance (réparation de fracture ou de décollement)

<sup>64</sup> Mosharraf et Abed-Haghighi, « A comparison of acrylic and multilithic teeth bond strengths to acrylic denture base material ».

<sup>65</sup> Mosharraf et Abed-Haghighi.

<sup>66</sup> Patil, Naveen, et Patil, « Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases ».

<sup>67</sup> Morin et al., « Dents artificielles et prothèse amovible ».

des dents en porcelaine ou des dents en résine (PMMA, PMMA renforcée, composite) en prothèse amovible.

D'autres éléments importants ont une influence sur l'adhésion des dents artificielles à la base prothétique. C'est le cas du type de polymérisation de la base, de l'utilisation d'agent de liaison, de monomère ou encore de la contamination de l'interface par de la cire lors du processus de polymérisation<sup>68</sup>.

## **3.2 Propriétés biomécaniques des dents artificielles**

### **3.2.1 Transmission des contraintes aux structures sous-prothétiques : études in vitro**

Le choix du type de dents artificielles est une étape cruciale en prothèse amovible car elles influenceraient le contrôle de la pression et la transmission des contraintes aux tissus sous-jacents (fibromuqueuse et os).

#### **3.2.1.1 Pression sur les structures sous-prothétiques**

La pression, exprimée en N/ m<sup>2</sup> ou en Pascal, renvoie à une force exercée sur une surface donnée. D'après Berg et al.<sup>69</sup>, une pression mécanique continue supérieure à 1,2kPa sur les tissus gingivaux altère la circulation sanguine. De plus, elle est impliquée dans la résorption de la crête résiduelle chez les patients édentés. Il est admis qu'une pression minimale, dans la limite de la tolérance physiologique, est nécessaire pour stimuler l'apposition osseuse. Cependant, si la pression sur la base prothétique empêche la circulation sanguine dans l'os ou induit une inflammation du mucopérioste, alors une résorption osseuse pathologique peut se produire<sup>70</sup>.

Dans une étude in vitro publiée en 2018, Ramin Mosharraf a étudié la transmission de contraintes sous la base prothétique en fonction du type de dents artificielles utilisées (cf. tableau 31). Ils confortent l'hypothèse selon laquelle l'absence de liaison chimique entre la céramique et la base prothétique augmente les forces transmises aux structures sous-jacentes ; et confirment aussi la nécessité d'une épaisseur suffisante de la base prothétique pour agir comme un amortisseur lorsque des dents en porcelaine sont utilisées. Par conséquent, lorsque l'espace prothétique est limité, les dents en céramique sont le choix le moins adapté car il est impossible de fournir une épaisseur suffisante pour la base en résine<sup>71</sup>.

---

<sup>68</sup> Patil, Naveen, et Patil, « Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases ».

<sup>69</sup> Berg, Chase, et Ray, « Denture base pressure tests ».

<sup>70</sup> Mosharraf, Ziaei, et Abbasi, « Effect of denture tooth material on load transmission under denture bases ».

<sup>71</sup> Mosharraf, Ziaei, et Abbasi.

Tableau 32 : Transmission des contraintes (en MPa) après un contact direct entre une dent artificielle et la base prothétique en résine PMMA

Matériau de la dent	Dent artificielle	Fabricant	Pression transmise (en MPa)
<b>Céramique</b>	nc	Global Hawk	<b>5,2280 ± 0,15017</b>
<b>Résine acrylique PMMA</b>	Super-Newclar	Idéal Makoo Co.	<b>4,253 ± 0,1542</b>
<b>Résine composite</b>	ÉtoileB	Idéal Makoo Co	<b>4,6320 ± 0,06443</b>

Source : Mosharraf, Ziaei, et Abbasi, « Effect of denture tooth material on load transmission under denture bases », 2018.

### 3.2.1.2 Contraintes et déformation des structures sous-prothétiques

L'élasticité est la capacité physique d'un corps à reprendre sa forme initiale après avoir subi une déformation. Elle décrit les caractéristiques selon lesquelles un matériau change de forme sous l'effet d'une force externe puis revient à son état d'origine après que la force a été supprimée.

Le module d'élasticité, également appelé module de Young, est une valeur utilisée pour mesurer la rigidité d'un matériau (cf. tableau 32). Il est défini comme le rapport de la contrainte et de la déformation dans un état élastique. Plus la valeur du module de Young augmente et moins le matériau est capable d'absorber la contrainte en se déformant de manière plastique. A l'inverse, lorsque le module d'élasticité est faible, le matériau a une capacité d'adaptation par déformation aux contraintes plus élevée<sup>72</sup>.

Tableau 33 : Module d'élasticité des tissus durs bucco-dentaires et des dents artificielles

	<b>Module d'élasticité (en GPa)</b>
Email	<b>80</b>
Dentine	<b>20</b>
Os alvéolaire	<b>1</b>
Résine acrylique	<b>5,29</b>
Résine acrylique renforcée	-
Résine composite	<b>3,927</b>
Porcelaine	<b>60-80</b>
Alliage Co-Cr (en PAP)	<b>186-228</b>

Sources : Auteur, Synthèse d'après Suwannaroop et al., « In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth » 2011 ; Poujade, Zerbib et Serre, « Céramiques dentaires », 2008 ; Phunthikaphadr et al., « Pressure transmission and distribution under impact load using artificial denture teeth made of different materials », 2009.

<sup>72</sup> Zhang et al., « Review of research on the mechanical properties of the human tooth ».

### 3.2.1.3 Influence du type de matériau dans la transmission de contraintes des dents artificielles

Il existe un lien entre le module d'élasticité des dents artificielles et la pression transmise à la base prothétique. Les dents prothétiques avec un module plus faible peuvent absorber des contraintes subies via une déformation plastique. Ainsi la contrainte est absorbée par la dent plutôt que transmise à la base prothétique et aux structures ostéomuqueuses. À l'inverse, lorsque qu'une contrainte s'applique et que la dent ne possède pas la capacité de se déformer pour absorber le choc (module de Young élevé), cette contrainte est transmise à la base prothétique et in fine aux tissus muqueux et osseux.

D'après l'étude in vitro de Phunthikaphadr<sup>73</sup> publiée en 2009, les dents en céramique présentent un module d'élasticité significativement plus élevé que les dents en résine acrylique ou en résine composite. Par conséquent, elles ont moins la capacité de se déformer de manière plastique et d'absorber les contraintes. Elles transmettent donc plus de pression aux tissus sous-prothétiques, et sont plus susceptibles de provoquer des gênes, douleurs, inflammation et résorption osseuse.

### 3.2.1.4 Influence de la liaison dent prothétique - base en résine dans la transmission des contraintes

La transmission des contraintes à la base prothétique est aussi à mettre en relation avec la nature de l'interface dent-base. En effet, une des explications proposées à la faible force mesurée sous les bases prothétiques (cf. section 3.2.2) lors de l'utilisation de dents artificielles en résine acrylique PMMA, vient de l'interface résine-résine en continuité parfaite qui permet d'absorber puis de dissiper et d'homogénéiser les contraintes. Cette continuité n'existe pas lors de l'utilisation des dents en porcelaine, facteur défavorable à la transmission des forces au niveau des tissus ostéomuqueux.

### 3.2.1.5 Influence de l'épaisseur de résine de la base prothétique dans la transmission des contraintes

L'épaisseur de la base en résine joue aussi un rôle important dans la transmission des contraintes aux crêtes résiduelles. Lorsque des dents en céramique sont utilisées, des zones de concentration de stress plus élevées sont observées dans les zones où la base prothétique est plus fine<sup>74</sup>. Elles pourraient être

---

<sup>73</sup> Phunthikaphadr, Takahashi, et Arksornnukit, « Pressure transmission and distribution under impact load using artificial denture teeth made of different materials ».

<sup>74</sup> Phunthikaphadr, Takahashi, et Arksornnukit.

à l'origine de gêne, douleur, inflammation ou de résorption osseuse. La base prothétique pourrait agir comme un amortisseur de contraintes, et impliquerait que les dents artificielles en porcelaine soient soutenues par une épaisseur suffisante de résine. Elles ne doivent pas être utilisées lorsque l'espace prothétique est réduit car il serait difficile de disposer d'une épaisseur adéquate pour la résine de base prothétique.

### **3.2.2 Transmission des contraintes aux structures sous-prothétiques : études in vivo**

Les études in vitro de Phunthikaphadr<sup>75</sup> en 2009 et de Mosharraf<sup>76</sup> de 2018, ont mis en évidence une relation entre le module d'élasticité des dents artificielles et la résorption osseuse. D'après les auteurs, les dents artificielles en porcelaine, dont le module de Young est élevé, sont incapables d'absorber les contraintes, celles-ci sont alors transmises à la base prothétique puis aux tissus sous-prothétiques et pourraient provoquer une gêne, une douleur, une inflammation ou une résorption osseuse. Ces résultats n'ont pas été retrouvés dans l'étude clinique de Mercier et Bellavance<sup>77</sup>. En effet, sur 109 patients (83 femmes et 26 hommes), porteurs de PAC mandibulaire dont 69 avec des dents artificielles en céramique (Bioblend Dentsply Canada Limited, Woodbridge, Ont.) et 40 avec des dents artificielles en résine acrylique, aucune différence significative de résorption osseuse n'a été constatée (cliniquement et radiographiquement) entre les deux types de dents sur une période de 10 ans. Il en est de même pour le sexe, le bruxisme ou pour la morphologie faciale. D'après les auteurs, la perte osseuse sous-prothétique semble être un processus lent, graduel et inévitable, elle suit une courbe exponentielle décroissante, c'est-à-dire qu'elle est rapide dans les premières années après le placement de la prothèse amovible, puis se poursuit à un rythme beaucoup plus lent sur des longues périodes (se poursuivant même après 25 ans).

L'influence du matériau de la dent artificielle dans la transmission des contraintes comme suggérée par les études in vitro est ainsi écartée par la précédente étude clinique. L'opinion selon laquelle les dents en résine acrylique devraient être préférées aux dents en porcelaine pour éviter une résorption osseuse de la crête résiduelle n'est donc pas étayée. Compte tenu du faible nombre d'études cliniques disponibles, des recherches supplémentaires sont nécessaires afin d'élucider le rôle potentiel de la pression exercée sur la dent prothétique et la base prothétique dans l'apparition des résorptions osseuses.

---

<sup>75</sup> Phunthikaphadr, Takahashi, et Arksornnukit.

<sup>76</sup> Mosharraf, Ziaei, et Abbasi, « Effect of denture tooth material on load transmission under denture bases ».

<sup>77</sup> Mercier et Bellavance, « Effect of artificial tooth material on mandibular residual ridge resorption ».

### 3.3 Biocompatibilité des dents artificielles

Toutes les dents commercialisées répondent à des critères très stricts de biocompatibilité, et sont testées avant leur mise sur le marché. Elles ne doivent pas provoquer de réactions d'hypersensibilité ni avoir d'effet cytotoxique.

Lors du processus d'usure des dents artificielles, des particules de taille micro et nanométrique peuvent être ingérées ou inhalées<sup>78</sup>, puis s'accumuler dans les tissus et provoquer des maladies touchant différents organes (foie, rein, poumon, intestin)<sup>79</sup>. Ainsi, ces particules peuvent présenter un risque pour la santé du patient, en particulier si elles proviennent de matériaux en résine<sup>80</sup>, la céramique étant considérée comme un matériau relativement inerte.

Les études de FX Reichl en 2001<sup>81</sup> et 2002<sup>82</sup> sur modèle animal (cochon d'Inde) ont étudié ce phénomène biologique. Des co-monomères de résine composite ont été radiomarqués au carbone 14 avant d'être injectés soit par sonde gastrique soit par injection sous cutanée. Les cobayes ont été sacrifiés au bout de 24 heures et la localisation des monomères étudiée. Ces particules avaient une forte absorption intestinale, elles atteignent la circulation systémique, où elles sont ensuite métabolisées. Ainsi, elles peuvent être ingérées lors de la mastication ou alors être inhalées et se retrouver dans les poumons. Toutefois, les auteurs constatent que leur taux maximal dans tous les tissus examinés (foie, rein, sang, peau, cerveau, cœur, rate, poumon, muscle, testicules, yeux, os, tissu nerveux, moelle épinière, paroi de l'estomac, contenu de l'estomac, paroi de l'iléon, paroi du côlon, contenu du côlon, paroi du caecum, contenu du caecum, paroi de la vessie et graisse) étaient au moins 1000 fois inférieur au seuil toxique connu. Malgré ces différentes observations, les effets systémiques de ces particules ne sont pas encore évalués.

### 3.4 Propriétés morphologiques et esthétiques des dents artificielles

Les dents artificielles, quelque soit la nature du matériau, se présentent généralement sous 3 types de formes (carré, ovale, triangle) et plusieurs teintes en fonction du fabricant. Chaque fabricant met en ligne et propose une carte de formes et un nombre de teintes qui lui est propre. Chaque forme antérieure est déclinée en plusieurs dimensions (distance inter canine). Le choix de la forme et de la teinte de la dent artificielle se fera en fonction de critères esthétiques liés au patient et à la forme des dents naturelles.

---

<sup>78</sup> Heintze, Reichl, et Hickel, « Wear of dental materials ».

<sup>79</sup> Heintze, Reichl, et Hickel.

<sup>80</sup> Heintze, Reichl, et Hickel.

<sup>81</sup> Reichl et al., « Distribution and excretion of tegdma in guinea pigs and mice ».

<sup>82</sup> Reichl et al., « Toxicokinetic of hema in guinea pigs. »

### 3.5 Longévité des dents artificielles de prothèses amovibles

La période d'utilisation des prothèses amovibles est particulièrement longue. Leur survie dépend du maintien de la qualité de la base prothétique (intrados, extrados, bords) ainsi que les dents prothétiques (forme, teinte) et doit être corrélée au vieillissement physiologique des structures ostéomamuqueuses. Concernant la dent artificielle, elle doit être capable de maintenir ses propriétés esthétiques (teinte), et mécaniques (forme, résistance) sur une longue période.

#### 3.5.1 Esthétique

Les dents artificielles en résine présentent des propriétés esthétiques limitées. En effet, des études in vitro démontrent qu'elles ne possèdent pas une stabilité de couleur acceptable au cours du temps car elles subissent l'action des colorants organiques, de l'eau, de la lumière du soleil et agents chimiques notamment contenues dans les solutions de nettoyage<sup>83</sup>. Le tabac influence aussi la teinte des dents artificielles en résine<sup>84</sup> et les dents de teinte initiale plus sombre sont plus altérées que les dents plus claires. Une étude in-vivo confirme ces observations. En effet, sur une période de 5 ans, le changement de teinte des dents prothétiques en résine a été jugé supérieur à un niveau acceptable pour le clinicien, même si 80 % de participants n'étaient pas capables d'observer une modification<sup>85</sup>. Ce changement de teinte arrive précocement. Un vieillissement simulé artificiellement en laboratoire montre que ce changement est déjà visible après 384 heures, soit environ 1 an d'utilisation clinique<sup>86</sup>.

La stabilité de la teinte des dents artificielles en porcelaine est largement supérieure. Après immersion dans différentes solutions (café, thé et soda), Koksai et al.<sup>87</sup> ont comparé la coloration de différentes dents artificielles, en porcelaine (Vita Lumin Vaccum et Vivoperl-Ivoclar), en résine traditionnelle (Optostar-Heraeus Kulzer), en résine renforcée (SR-Vivodent-Ivoclar), et en résine composite (Vitapan-Vita). Les auteurs concluent que les dents en porcelaine sont plus stables au cours du temps.

---

<sup>83</sup> Freire et al., « Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging ».

<sup>84</sup> Koksai et Dikbas, « Color stability of different denture teeth materials against various staining agents ».

<sup>85</sup> Barão et al., « Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth ».

<sup>86</sup> Freire et al., « Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging ».

<sup>87</sup> Koksai et Dikbas, « Color stability of different denture teeth materials against various staining agents ».

## 4 Critères de choix de dents artificielles : aide au praticien

---

Après avoir comparé les propriétés mécaniques des différents matériaux de dents artificielles de prothèse amovible (porcelaine, résine traditionnelle PMMA, résine PMMA renforcée, résine composite), nous pouvons suggérer quelques critères pour aider le clinicien dans la sélection du matériau approprié.

### 4.1 Profil psychologique du patient

Le profil psychologique du patient est un élément indispensable à prendre en compte. La sonorité des dents en porcelaine peut être une source de gêne et d'inconfort pour le patient âgé. De même, les anciennes prothèses amovibles ainsi que leur durée d'utilisation semblent être un bon moyen d'orientation pour le chirurgien dentiste. Si des dents en résine renforcée ou composite ont déjà été utilisées de façon satisfaisante sur une longue période, il semble plus judicieux de s'orienter vers le même matériau, le changement vers de la porcelaine pouvant être destabilisant.

### 4.2 Hyposialie

La salive est un facteur essentiel qui influence l'usure des dents de nos patients. Celle-ci fonctionne comme un lubrifiant qui diminue la friction entre les surfaces dentaires. Elle a donc un rôle protecteur essentiel contre l'usure<sup>88</sup>.

L'hyposialie est une pathologie qui peut se développer à tout âge<sup>89</sup>. Cependant, le syndrome sec salivaire est plus fréquent dans la population âgée, avec une prévalence variant de 17 % à 39 % selon les auteurs<sup>90</sup>. L'hyposialie est aussi à mettre en lien avec le traitement médicamenteux du patient. Le nombre ainsi que le type de médicament augmentent la prévalence de cette pathologie. Les personnes âgées et polymédiquées sont donc potentiellement à risque de souffrir d'un débit salivaire diminué. De plus, la prise d'alcool, le tabagisme et l'édentation augmentent aussi le risque de souffrir de xérostomie. Dans ce contexte, et sans contre indication, il semble plus intéressant de s'orienter vers des dents artificielles en porcelaine, afin d'anticiper le risque d'usure prématurée des surfaces dentaires.

---

<sup>88</sup> Heintze, Reichl, et Hickel, « Wear of dental materials ».

<sup>89</sup> Cassolato et Turnbull, « Xerostomia ».

<sup>90</sup> Gentric-Tilly, « Sjögren's syndrome in the elderly ».

### **4.3 Hauteur prothétique limité**

Dans certaines situations cliniques, une hauteur prothétique limitée nécessite un affinement de la base prothétique et impose l'utilisation de dents artificielles courtes. Les dents en porcelaine, à cause de leur structure qui ne permet pas une liaison chimique à la base prothétique en résine, de leur rupture fragile et de la présence de crampons métalliques dans leur portion cervicale sont peu modifiables par soustraction. Il est donc difficile d'utiliser les dents en porcelaine lorsque la hauteur prothétique est limitée. Dans ce cas, les dents en résine composite ou renforcées, plus tolérantes aux modifications seront privilégiées.

### **4.4 Forces masticatoires intenses**

Les neurorécepteurs présents dans le ligament parodontal permettent de contrôler la force masticatoire. Le patient édenté en étant dépourvu, sa force masticatoire se retrouve régulée uniquement par les muscles masticateurs, et augmentée<sup>91</sup>. De plus, il présente une fréquence de mastication plus élevée que le patient denté. Ces données permettent de suggérer que le patient totalement édenté est particulièrement à risque d'usure des dents prothétiques. Dans ce cas, il serait préférable, comme pour le patient souffrant d'hyposialie, d'utiliser des dents artificielles en porcelaine, plus résistantes à l'usure.

### **4.5 Occlusion défavorable**

Lorsque les dents artificielles d'une prothèse partielle amovible sont opposées aux dents naturelles malposées, la surface occlusale doit être considérablement meulée pour obtenir une intercuspidation maximale. Le réglage des surfaces occlusales devra être alors plus rigoureux<sup>92</sup>. En prothèse amovible complète unimaxillaire, les courbes occlusales, souvent complexes avec des egressions compensatrices, compliquent l'équilibration de la prothèse. Les dents utilisées devront donc être tolérantes aux modifications.

Il semble difficile d'utiliser des dents artificielles en porcelaine lorsque les conditions occlusales sont défavorables. Dans ce cas, les résines renforcées et les résines composites sont une très bonne alternative à condition de ne pas atteindre la couche sous émail de ces dents qui peut dans certains cas présenter une structure différentes avec des propriétés physiques moins intéressantes (cas de la dent

---

<sup>91</sup> Heintze et al., « Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results ».

<sup>92</sup> Suwannaroop et al., « In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth ».

Phonares, Ivoclar vivadent, qui presente une structure composite uniquement sur sa portion superficielle).

## Conclusion

---

Les dents artificielles en porcelaine présentent les meilleures propriétés mécaniques et esthétiques. Cependant la rigueur qu'implique leur fabrication, utilisation et maintenance (fixation à la base prothétique, polissage, équilibrage, dureté, faible absorption des chocs, transmission des contraintes aux structures sous-prothétiques) nécessite un chirurgien dentiste et un prothésiste expérimentés. De plus, leur coût, ainsi que leur inadaptation dans certaines situations cliniques (hauteur prothétique limitée, occlusion défavorable) constituent des contraintes supplémentaires à leur utilisation. À cause de ces inconvénients, les dents en porcelaine sont donc en perte de vitesse sur le marché français, où le stock des dernières encore disponibles (PhysioSet CT, Bonartic CT, Condyliform CT, Candulor AG) est actuellement épuisé, leur production étant arrêtée par le fabricant.

Parallèlement à cette situation, des dents artificielles en matériaux alternatifs à base de résine ont été développés. Parmi elles, les résines PMMA traditionnelles ne possèdent pas les caractéristiques mécaniques (en particulier la résistance à l'usure) et esthétiques suffisantes pour être utilisées en prothèse amovible d'usage, elles doivent être réservées aux réhabilitations transitoires. Quant aux résines renforcées et aux résines composites, elles représentent une très bonne alternative en solution d'usage lorsque l'utilisation de la porcelaine s'avère impossible. Toutefois, des études supplémentaires, indépendantes des données fournies par les fabricants, semblent indispensables pour valider leur résistance à l'usure dans le temps.

L'apport de la CFAO en prothèse amovible a permis d'améliorer les propriétés mécaniques de la prothèse amovible dans son ensemble. L'usinage de disques en résine traditionnelle PMMA ou renforcée sous forme de blocs dents d'hémi-arcade ou d'arcade complète secondairement assemblés à la base prothétique par collage entraîne une augmentation de la résistance mécanique à la fracture.

## Bibliographie

---

- Alla, R. K., R. S. Kn, et R. Vyas. « Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I – overview, composition and properties ». *International journal of applied dental sciences* 1, n° 4 (2015): 82-89.  
Association dentaire française. *Les céramo-céramiques*. 2e édition. Paris : Association dentaire française, 2011.
- Barão, V. A., E. S. Ogawa, A. Moreno, M. F. Mesquita, Alvin G. Wee, et W. C. Assunção. « Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 113, n° 6 (2015): 628-35.  
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.02.003>.
- Berg, T., W. W. Chase, et K. Ray. « Denture base pressure tests ». *The journal of prosthetic dentistry* 17, n° 6 (1967): 540-48. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(67\)90123-0](https://doi.org/10.1016/0022-3913(67)90123-0).
- Cassolato, S. R., et Robert S. Turnbull. « Xerostomia : clinical aspects and treatment ». *Gerodontology* 20, n° 2 (2003): 64-77. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2003.00064.x>.
- Chung, Y. J., J. M. Park, T. S. Kim, J. S. Ahn, H. S. Cha, et J. H. Lee. « 3d printing of resin material for denture artificial teeth : chipping and indirect tensile fracture resistance ». *Materials* 11, n° 10 (2018): 1798. <https://doi.org/10.3390/ma11101798>.
- Dejou, J. « Les céramiques ». Société française de matériau dentaire, 2010.  
<http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>.
- Frazer, R. Q., R. T. Byron, P. B. Osborne, et K. P. West. « PMMA : an essential material in medicine and dentistry ». *Journal of long-term effects of medical implants* 15, n° 6 (2005): 629-39.  
<https://doi.org/10.1615/jlongtermeffmedimplants.v15.i6.60>.
- Freire, T. S., F. G. Aguilar, L. D. Garcia, et F. C. Pires-de-Souza. « Colour stability of denture teeth submitted to different cleaning protocols and accelerated artificial aging ». *The european journal of prosthodontics and restorative dentistry* 22, n° 1 (2014): 24-27.
- Gentric-Tilly, A. « Sjögren's syndrome in the elderly ». *Annales de médecine interne* 153, n° 6 (2002): 378-82.
- Ghazal, M., J. Hedderich, et M. Kern. « Wear of feldspathic ceramic, nano-filled composite resin and acrylic resin artificial teeth when opposed to different antagonists ». *European journal of oral sciences* 116, n° 6 (2008): 585-92. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00573.x>.
- Ghazal, M., et M. Kern. « The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 101, n° 5 (2009): 342-49. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60068-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60068-8).
- . « Wear of human enamel and nano-filled composite resin denture teeth under different loading forces ». *Journal of oral rehabilitation* 36, n° 1 (2009): 58-64.  
<https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2008.01904.x>.
- Ghazal, M., M. Steiner, et M. Kern. « Wear resistance of artificial denture teeth ». *The international journal of prosthodontics* 21, n° 2 (2008): 166-68.
- Ghazal, M., B. Yang, K. Ludwig, et M. Kern. « Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel ». *Dental materials* 24, n° 4 (2008): 502-7.  
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.04.012>.
- Han, W., Y. Li, Y. Zhang, Y. Lv, Y. Zhang, P. Hu, H. Liu, Z. Ma, et Y. Shen. « Design and fabrication of complete dentures using cad/cam technology ». *Medicine* 96, n° 1 (2017): 8.  
<https://doi.org/10.1097/MD.0000000000005435>.
- Heintze, S. D., F-X. Reichl, et R. Hickel. « Wear of dental materials : clinical significance and laboratory wear simulation methods -a review ». *Dental materials journal* 38, n° 3 (2019): 343-53.  
<https://doi.org/10.4012/dmj.2018-140>.

- Heintze, S. D., G. Zellweger, I. Grunert, C. A. Muñoz-Viveros, et K. Hagenbuch. « Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results ». *Dental materials* 28, n° 3 (2012): 261-72. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.012>.
- Kawano, F., T. Ohguri, T. Ichikawa, I. Mizuno, et A. Hasegawa. « Shock absorbability and hardness of commercially available denture teeth ». *The international journal of prosthodontics* 15, n° 3 (2002): 243-47.
- Kelly, J. R., et P. Benetti. « Ceramic materials in dentistry : historical evolution and current practice ». *Australian dental journal* 56, n° s1 (2011): 84-96. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01299.x>.
- Koksal, T., et I. Dikbas. « Color stability of different denture teeth materials against various staining agents ». *Dental materials journal* 27, n° 1 (2008): 139-44. <https://doi.org/10.4012/dmj.27.139>.
- Mello, P. C., A. R. Coppedê, A. P. Macedo, M. D. de Mattos, R. C. Rodrigues, et R. F. Ribeiro. « Abrasion wear resistance of different artificial teeth opposed to metal and composite antagonists ». *Journal of applied oral science* 17, n° 5 (2009): 451-56. <https://doi.org/10.1590/S1678-77572009000500019>.
- Mercier, P., et F. Bellavance. « Effect of artificial tooth material on mandibular residual ridge resorption ». *Journal (canadian dental association)* 68, n° 6 (2002): 346-50.
- Monasky, G. E., et D. F. Taylor. « Studies on the wear of porcelain, enamel, and gold ». *The journal of prosthetic dentistry* 25, n° 3 (1971): 299-306. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(71\)90191-0](https://doi.org/10.1016/0022-3913(71)90191-0).
- Morin, A., I. Lopez, J. -L. Coeuriot, et P. Millet. « Dents artificielles et prothèse amovible ». In *EMC. Médecine buccale*. 28-692-C-10. Elsevier Masson, 2008. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1769683604001316>.
- Mosharraf, R., et M. Abed-Haghighi. « A comparison of acrylic and multilithic teeth bond strengths to acrylic denture base material ». *The journal of contemporary dental practice* 10, n° 5 (2009): E017-024.
- Mosharraf, R., F. Ziaei, et M. Abbasi. « Effect of denture tooth material on load transmission under denture bases ». *Journal of dentistry* 15, n° 5 (2018): 325-31.
- Patil, S. B., B. H. Naveen, et N. P. Patil. « Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases ». *Gerodontology* 23, n° 3 (2006): 131-39. <https://doi.org/10.1111/j.1741-2358.2006.00129.x>.
- Phunthikaphadr, T., H. Takahashi, et M. Arksornnukit. « Pressure transmission and distribution under impact load using artificial denture teeth made of different materials ». *The journal of prosthetic dentistry* 102, n° 5 (2009): 319-27. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60183-9](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60183-9).
- Poujade, J.-M., C. Zerbib, et D. Serre. « Céramiques dentaires ». In *EMC. Odontologie*, 12. 23-065-G-10. Elsevier, 2004. <https://www.em-consulte.com/article/27311/ceramiques-dentaires>.
- Reichl, F. X., J. Durner, R. Hickel, K. H. Kunzelmann, A. Jewett, M. Y. Wang, W. Spahl, et al. « Distribution and excretion of tegdma in guinea pigs and mice ». *Journal of dental research* 80, n° 5 (2001): 1412-15. <https://doi.org/10.1177/00220345010800050501>.
- Reichl, F-X., J. Durner, K. Kehe, J. Manhart, M. Folwaczny, N. Kleinsasser, W. Hume, et Hickel R. « Toxicokinetic of hema in guinea pigs. » *Journal of dentistry* 30, n° 7-8 (2002): 353-58. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(02\)00050-7](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(02)00050-7).
- Schlissel, E. R., D. A. Newitter, R. R. Renner, et A. J. Gwinnett. « An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth ». *The journal of prosthetic dentistry* 43, n° 3 (1980): 258-65. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(80\)90399-6](https://doi.org/10.1016/0022-3913(80)90399-6).
- Silva, C-M. Z., J-V. P Eduardo, M. E. Miranda, R. T. Basting, et K-A. N Olivieri. « A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth ». *Rgo - revista gaúcha de odontologia* 62, n° 3 (2014): 229-34. <https://doi.org/10.1590/1981-8637201400030000012170>.
- Stober, T., T. Lutz, H. Gilde, et P. Rammelsberg. « Wear of resin denture teeth by two-body contact ». *Dental materials* 22, n° 3 (2006): 243-49. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.009>.
- Suwannaroop, P., P. Chaijareenont, N. Koottathape, H. Takahashi, et M. Arksornnukit. « In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teeth ». *Dental materials journal*

- 30, n° 4 (2011): 461-68. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-200>.
- Vallittu, P. K. « Interpenetrating polymer networks (ipns) in dental polymers and composites ». *Journal of adhesion science and technology* 23, n° 7-8 (2009): 961-72. <https://doi.org/10.1163/156856109X432785>.
- Zafar, M. S. « Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (pmma): an update ». *Polymers* 12, n° 10 (2020): 2299. <https://doi.org/10.3390/polym12102299>.
- Zhang, Y-R., W. Du, X-D. Zhou, et H-Y. Yu. « Review of research on the mechanical properties of the human tooth ». *International journal of oral science* 6, n° 2 (2014): 61-69. <https://doi.org/10.1038/ijos.2014.21>.

## Table des figures

---

Figure 1: Structure moléculaire d'un verre .....	5
Figure 2 : Illustration du procédé de frittage .....	6
Figure 3 : Dent artificielle antérieure Candulor PhysioSet CT avec 6 couches de stratification de teintes différentes .....	10
Figure 4 : Acide acrylique / Acide méthacrylique.....	22
Figure 5 : Stratification des dents artificielles en PMMA : cas des dents Ivostar/ Gnathostar, SR Vivodent/SR Orthotyp commercialisées par Ivoclar Vivadent.....	24
Figure 6 : Illustration de la structure des dents en résine à haut poids moléculaire .....	29
Figure 7 : Illustration de la structure MPM/ Nanopearls® des dents Premium commercialisées par Kulzer.....	30
Figure 8 : Illustration de la structure IPN des dents Genios commercialisées par Dentsply.....	31
Figure 9 : Dents antérieures Génios .....	32
Figure 10 : Illustration de la structure des dents SR Vivodent S PE avec une structure DCL, comercialisées par Ivoclar Vivadent.....	33
Figure 11 : Stratification des dents artificielles SR Vivodent PE commercialisées par Ivoclar Vivadent. ....	34
Figure 12 : Illustration des 3 formes de caractérisation antérieure chez les dents SR Vivodent® S PE   S DCL de la compagnie Ivoclar Vivadent .....	34
Figure 13 : Illustration de la stratification de la dent artificielle Vitapan Excelle en résine composite	40
Figure 14 : Illustration de la structure NHC des dents Phonares commercialisées par Ivoclar Vivadent .....	41
Figure 15 : Illustration de la stratification des dents Phonares II commercialisées par Ivoclar Vivadent .....	41
Figure 16 : Illustation de la structure du composite MRP .....	42
Figure 17 : Arcade maxillaire complète et base prothétique usinées séparément par technique CFAO (résine de teinte A3).....	47
Figure 18 : Disque Ivotion Bicolore commercialisé par Ivoclar Vivadent.....	48

## Table des tableaux

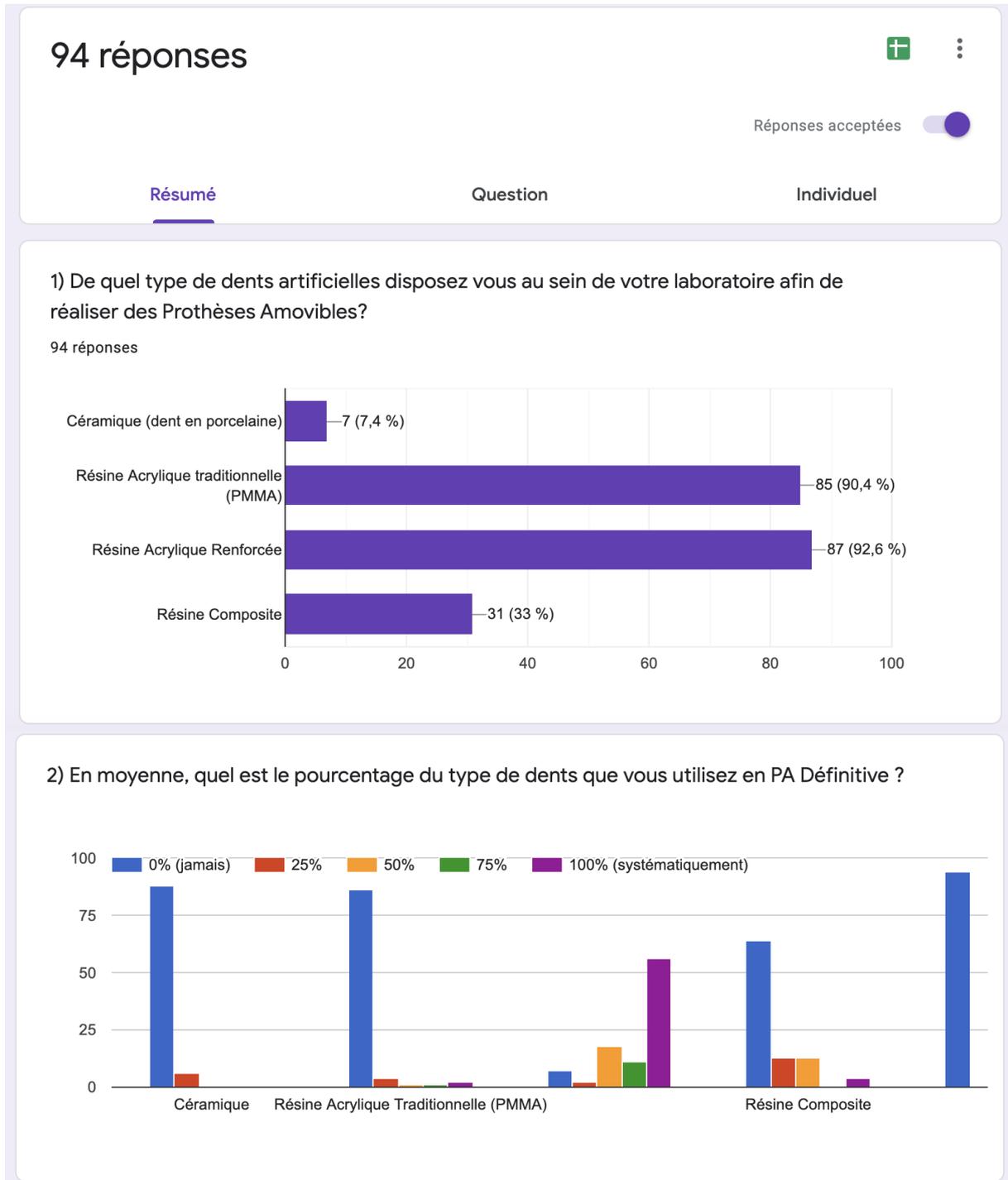
---

Tableau 1 : Évolution de la céramique dentaire en prothèse amovible .....	5
Tableau 2 : Classification en fonction des températures de frittage des céramiques .....	7
Tableau 3 : Module d'élasticité de la céramique, de l'émail et de la dentine .....	11
Tableau 4 : Résistance à la rupture de la céramique, de l'émail et de la dentine (en MPa).....	12
Tableau 5 : Dureté de l'émail, de la dentine et des céramiques.....	13
Tableau 6 : Récapitulatif des onze techniques de polissage des dents artificielles en céramique (Tribute Bioform commercialisées par Dentsply International) classées par ordre décroissant d'efficacité.....	17
Tableau 7 : Récapitulatif des avantages et inconvénients de la porcelaine.....	19
Tableau 8 : Exemples commerciaux de dents artificielles en porcelaine (propriétés mécaniques et optiques d'après le fabricant) .....	20
Tableau 9 : Chronologie du développement des matériaux en poly-méthacrylate de méthyle : PMMA .....	22
Tableau 10 : Comparaison des modules d'élasticité entre l'émail, la dentine et la dent en PMMA ....	25
Tableau 11 : Résistance à la flexion et à la compression des dents artificielles en résine PMMA Vivodent SPE/Orthotyp SPE commercialisées par Ivoclar Vivadent.....	25
Tableau 12 : Comparaison de la dureté de l'émail, la dentine, et des dents en résine PMMA.....	25
Tableau 13 : Perte de substance (PDS) verticale (en $\mu\text{m}$ ) ou en volume (en $\text{mm}^3$ ) en fonction du cycle masticatoire (en nombre) de l'émail et de la dent artificielle Orthognath (résine traditionnelle PMMA) commercialisée par Heraeus-Kulzer avec une céramique de type steatite .....	26
Tableau 14 : Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients des dents en résine traditionnelles PMMA.....	27
Tableau 15 : Tableau récapitulatif de quelques exemples commerciaux de dents en résine traditionnelle PMMA.....	28
Tableau 16 : Formes des dents antérieures Portrait® IPN®/Bioform® IPN® commercialisées par Dentsply Sirona .....	32
Tableau 17 : Perte de substance (PDS) verticale (en $\mu\text{m}$ ) ou en volume (en $\text{mm}^3$ ) en fonction du cycle masticatoire (en nombre) de l'émail et de la dent artificielle Polystar Selection (en résine IPN) commercialisée par Merz Dental avec une céramique de type stéatite comme matériau antagoniste .....	33
Tableau 18 : Résistance à la flexion et à la compression des dents artificielles SR Vivodent® S PE DCL avec une structure DCL commercialisées par Ivoclar Vivadent. ....	35

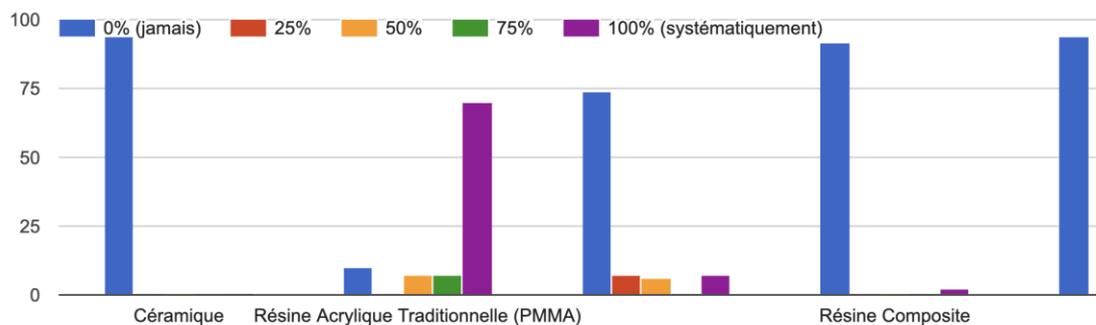
Tableau 19 : Perte de substance volumique (en mm <sup>3</sup> x10 <sup>-3</sup> ) après 100 000 cycles de mastication artificielle, de l'émail et des dents artificielles (en résines PMMA traditionnelles et renforcées) face à l'oxyde d'aluminium .....	35
Tableau 20 : Perte de substance (PDS) verticale (en µm) ou en volume (en mm <sup>3</sup> ) en fonction du cycle masticatoire (en nombre) de l'émail et des dents artificielles en résine traditionnelles PMMA ou en résines renforcées avec une céramique de type stéatite comme matériau antagoniste.....	36
Tableau 21 : Tableau récapitulatif de quelques fabricants de dents en résine PMMA renforcée.....	38
Tableau 22 : Propriétés mécaniques des couches de stratification des dents Phonares II commercialisées par Ivoclar Vivadent (données fournies par le fabricant).....	42
Tableau 23 : Propriétés mécanique du composite MRP fournis par la société Vita .....	43
Tableau 24 : Tableau récapitulatif de quelques fabricants de dents en résine composite .....	44
Tableau 25 : Avantages et Inconvénients des techniques de fabrication assistée par ordinateur.....	47
Tableau 26 : PDS en volume (en mm <sup>3</sup> ) après 30 000 cycles masticatoire des dents artificielles CFAO obtenues par impression 3D et de dents du commerce face à la zircone ou au métal.....	48
Tableau 27 : Charge moyenne de rupture (en N) de différentes dents artificielles CFAO obtenues par impression 3D et de dents du commerce .....	49
Tableau 28 : Résistance à la flexion du disque SR Vivodent® CAD Shell commercialisé par la société Ivoclar Vivadent possédant une portion rose de base prothétique et une portion blanche correspondant aux dents .....	50
Tableau 29 : Résistance à l'usure des dents artificielles en fonction de 7 études différentes .....	53
Tableau 30 : Comparaison de dureté et de la valeur d'impact des dents artificielles .....	56
Tableau 31 : Force d'adhérence (force de rupture) de dents artificielles en résine acrylique et en résine composite (en N) .....	57
Tableau 32 : Transmission des contraintes (en MPa) après un contact direct entre une dent artificielle et la base prothétique en résine PMMA .....	59
Tableau 33 : Module d'élasticité des tissus durs bucco-dentaires et des dents artificielles .....	59

# Annexes

## Annexe 1 : Questionnaire des laboratoires de prothèse



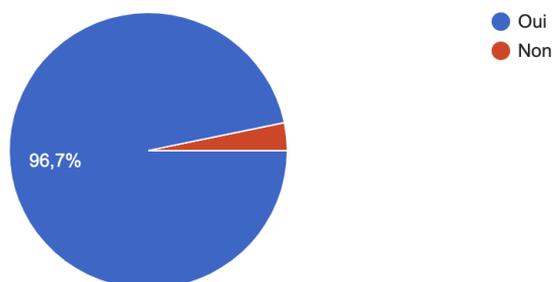
3) En moyenne, quel est le pourcentage du type de dents que vous utilisez en PA Provisoire ou Transitoire ?



4) Lors de votre facturation au cabinet dentaire, existe t-il un surcout en cas d'utilisation de dent en porcelaine ?



92 réponses



Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de l'UFR d'Odontologie

Docteur Raphaël WAKAM KOUAM

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président d'Université de Paris  
Professeur Christine CLERICI  
Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN



# **Y a-t-il des alternatives fiables aux dents prothétiques en porcelaine en prothèse amovible d'usage ?**

Marwa Bouhsen. Y a-t-il des alternatives fiables aux dents prothétiques en porcelaine en prothèse amovible d'usage ? 2021. 76 p. : ill., graph., tabl. Réf. bibliographiques p. 68-70

Sous la direction de M. le Docteur Raphaël Wakam Kouam

Université de Paris

UFR d'Odontologie - Montrouge

1, rue Maurice Arnoux - 92120 Montrouge