

La chimie des polymères

Société Francophone de Biomatériaux Dentaires

P. WEISS

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I ENC :.....	2
II Définitions.....	4
III Polymérisation.....	5
III.1 Représentation schématique de la polymérisation.....	5
III.2 Polymérisation radicalaire.....	6
IV Degré de polymérisation et masse moléculaire.....	8
V Structure des polymères	9
V.1 Polymères linéaires	9
V.2 Polymères ramifiés	9
V.3 Polymères réticulés	10
V.4 Polymères amorphes et polymères cristallisés	10
VI Structures et propriétés	12
VI.1 Polymères thermoplastiques, thermodurcissables	12
VI.2 Cas particulier de la famille des résines acryliques	12
VII Annexes.....	19

OBJECTIFS

ENC :

- comprendre de manière simple, par des représentations schématiques, la chimie des macromolécules.
- déduire les différences de comportement en fonction des structures spatiales de ces constructions.

INTRODUCTION

Les polymères sont omniprésents en odontologie, que ce soit en odontologie conservatrice comme matériaux de reconstitution ou en prothèses comme matériaux d'infrastructure, cosmétiques ou à empreinte. Ils rentrent également dans la constitution de cires ou des fils de sutures. Les mécanismes d'action de ces polymères au contact des différents tissus bucco-dentaires font appel à une stratégie chimique de plus en plus élaborée pour tenter de répondre convenablement et durablement à des conditions cliniques variées.

Pour mettre en œuvre correctement ces matériaux, il est important de connaître leur mécanisme de réaction avec leurs avantages et leurs inconvénients spécifiques.

Le but de ce chapitre est d'expliquer clairement et simplement la chimie macromoléculaire intéressant notre discipline et de permettre ainsi aux étudiants et aux praticiens d'apprécier les progrès technologiques et l'évolution des composites et autres matériaux de reconstitution cosmétiques ainsi que des matériaux prothétiques.

I DÉFINITIONS

On appelle **polymère** une grande molécule constituée d'unités fondamentales appelées **monomères** (ou motifs monomères) reliées par des liaisons covalentes.

Un **monomère** est un composé constitué de molécules simples pouvant réagir avec d'autres monomères pour donner un polymère.

Contrairement au polymère, un monomère a une faible masse moléculaire.

Le terme **macromolécule** est souvent utilisé à la place de polymère.

La **polymérisation** est la réaction qui, à partir des monomères, forme en les liants des composés de masse moléculaire plus élevée, les polymères ou macromolécules. Les noyaux des monomères sont le plus souvent constitués d'un atome de carbone (molécules organiques) ou d'un atome de silicium (polymères siliconés).

Un **homopolymère** est un polymère qui comporte des motifs monomères tous identiques.

Un **copolymère** est un polymère qui comporte des motifs monomères de deux ou plus sortes différentes.

Les polymères peuvent être d'**origine naturelle** (animale ou végétale) ou d'**origine synthétique**. Les macromolécules naturelles sont les caoutchoucs, les polysaccharides, le glycogène, l'ADN, les protéines... Les macromolécules synthétiques sont représentées par exemple par le polyéthylène, le polypropylène, le polystyrène, le PVC, le PTFE, les polyesters, les polycarbonates, les polysiloxanes, les polyimides...

II POLYMÉRISATION

Deux mécanismes entièrement différents sont utilisés pour la synthèse de polymères lors de la polymérisation.

Le premier type de réaction est appelé **polymérisation par étape** où la croissance des macromolécules est le résultat de réactions chimiques classiques entre les groupements fonctionnels réactifs des monomères.

Une **réaction de polycondensation** avec libération d'un sous-produit de la réaction, (souvent de l'eau...) est une réaction de polymérisation par étape.

Le deuxième type de réaction est appelé **polymérisation en chaîne** et résulte de la formation d'un centre actif A^* qui fixe de façon successive de nombreuses molécules de monomère :



Le polymère obtenu présente un degré de polymérisation $n+1$.

Une **réaction de polyaddition** sans libération de sous produit est une réaction de polymérisation en chaîne. Dans ce cas, le mécanisme implique généralement l'ouverture d'une double liaison ($C=C$, par exemple) ou l'ouverture d'un cycle.

II.1 REPRÉSENTATION SCHÉMATIQUE DE LA POLYMÉRISATION

La chimie macromoléculaire peut se représenter de façon stylisée et schématique sous la forme d'un jeu de construction en deux ou trois dimensions où les macromolécules en présence sont représentées sous la forme de billes reliées les unes aux autres.

Chacune des billes peut être liée à deux ou quatre autres, suivant sa constitution. Celles-ci possèdent des propriétés physico-chimiques intrinsèques pouvant également être schématisées. La bille peut être simple ou plus complexe en fonction de ses propriétés propres. Des groupements chimiques fonctionnels peuvent être représentés par de petits

bras attachés sur la bille monomère et leur fonction spécifique peut être, elle aussi, représentée.

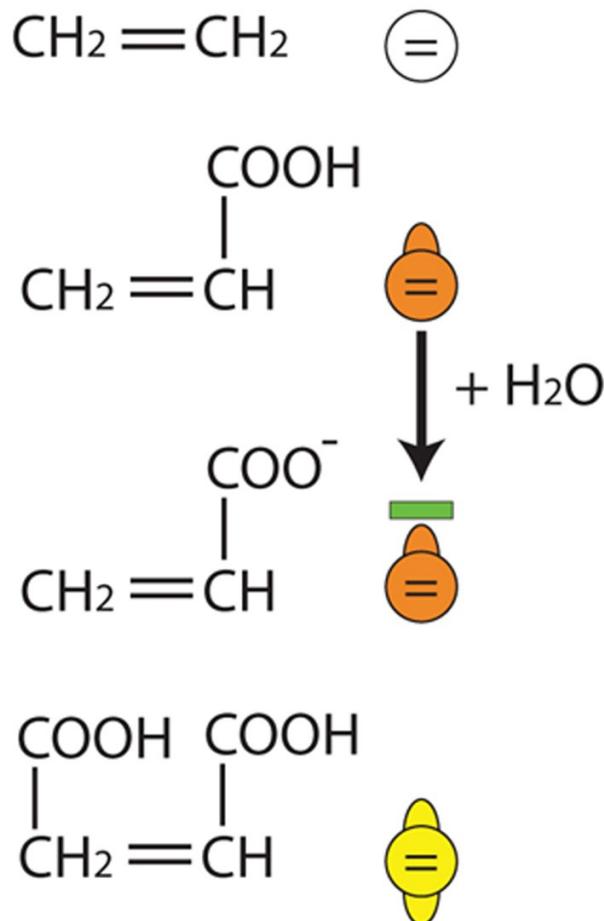
Par exemple, un groupement fonctionnel acide sera représenté par un bras portant un signe négatif (-) à son extrémité.

La liaison covalente fonctionnelle du monomère est elle aussi schématisée dans la bille du monomère. Sur la **figure 1** où est représenté l'acide acrylique, la bille représente le squelette carboné, le bras représente le groupement fonctionnel **acide carboxylique** (-COOH) capable d'être ionisé en présence d'eau. La double liaison réactive est représentée par le symbole = dans la bille.

D'autres monomères plus complexes peuvent être représentés de la même façon.

La chimie macromoléculaire des polymères en odontologie cosmétique fait appel à la polymérisation en chaîne et plus particulièrement à la polymérisation radicalaire où la croissance du polymère a lieu par addition des molécules de monomère en fin de chaîne.

Figure 1: Représentation schématique d'un monomère (éthylène en blanc, acide acrylique en orange, maléique en jaune).



II.2 POLYMÉRISATION RADICALAIRE

Un amorceur de la réaction chimique peut être excité par la chaleur ou par la lumière. En odontologie, la photopolymérisation est fréquemment utilisée pour les matériaux composites dont la matrice est un polymère.

Un photo-amorceur excité se transforme en un radical libre très instable qui va interagir avec la monomère le plus proche. Celui-ci est une molécule porteuse d'une double liaison réactive. Le radical libre va capter un électron d'un des doublets électroniques de la double liaison pour former une liaison covalente entre l'amorceur et le monomère. Cette réaction a consommé un électron du radical libre et un électron de la double liaison du monomère. L'autre électron de cette double liaison va chercher très rapidement lui aussi à se lier et va ouvrir la double liaison d'un autre monomère...

La molécule formée de l'amorceur et du monomère devient un radical libre qui va réagir avec un autre monomère proche, porteur d'une double liaison. C'est la propagation de la réaction de polymérisation radicalaire.

Cette propagation se fait très rapidement dans le milieu réactionnel jusqu'à la terminaison pour aboutir à la formation de macromolécules d'un haut poids moléculaire. La polymérisation radicalaire d'un copolymère d'acide acrylique et méthacrylique est représentée sur la **figure 2**.

Figure 2 : Représentation schématique de la polymérisation radicalaire d'un copolymère d'acide acrylique (billes oranges) et méthacrylique (billes jaunes).

1 Formation d'un radical libre:

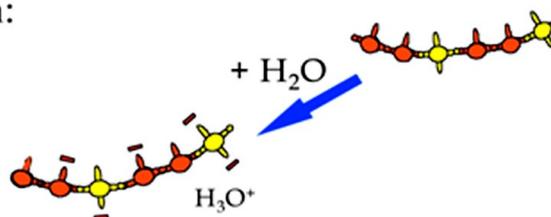


2 Propagation:



Copolymérisation

3 Terminaison:



Chaque monomère excité se lie, grâce à l'ouverture de sa double liaison, à un monomère adjacent qui peut être de l'acide acrylique ou de l'acide méthacrylique, aboutissant à la formation d'un copolymère.

III DEGRÉ DE POLYMÉRISATION ET MASSE MOLÉCULAIRE

Un polymère peut être caractérisé par son degré de polymérisation ou sa masse moléculaire. Le **degré de polymérisation** est le nombre total de monomères contenus dans une macromolécule.

Lorsque ce degré de polymérisation (DP) est inférieur à 30, on parle d'**oligomère** et lorsqu'il est supérieur à 30, c'est un **polymère**.

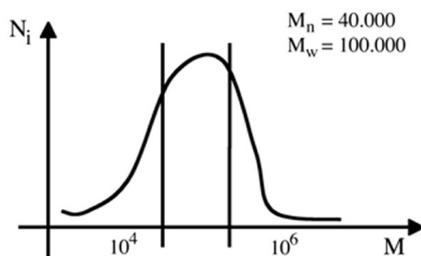
Lorsqu'on observe un polymère de synthèse ou un polymère naturelle, il est souvent constitué d'un mélange de chaînes macromoléculaires de tailles différentes avec des degrés de polymérisation différents.

La **masse moléculaire** M d'un matériau polymère est calculée de deux façons :

M_w : est la masse moléculaire moyenne de toutes les macromolécules présentes dans le matériau,

M_n : est la masse moléculaire majoritaire dans le mélange.

Figure 3 : Distribution des masses moléculaires d'un polymère poly-dispersé



$$M_n = \frac{\sum N_i M_i}{\sum N_i}$$

$$M_w = \frac{\sum N_i M_i^2}{\sum N_i M_i}$$

(N_i est le nombre de chaînes et M la masse moléculaire)

Lorsque M_n est égal à M_w , toutes les chaînes macromoléculaires du polymère ont la même masse moléculaire et le même degré de polymérisation.

Un copolymère résulte de l'union, régulière ou non de plusieurs motifs monomères différents.

IV STRUCTURE DES POLYMÈRES

Les polymères peuvent présenter des architectures extrêmement variables. Ils peuvent être linéaires, ramifiés ou réticulés. Le plus souvent, ils sont amorphes, parfois ils peuvent être, au moins partiellement, cristallisés.

IV.1 POLYMÈRES LINÉAIRES

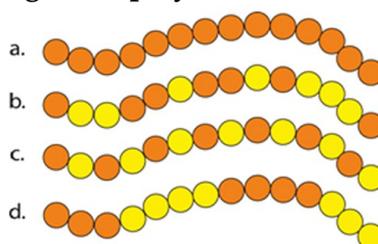
Les polymères linéaires sont constitués de grandes chaînes de monomères reliés entre eux par des liaisons covalentes. Ces macromolécules sont liées entre elles par des liaisons secondaires qui assurent la stabilité du polymère. Ces liaisons secondaires sont des liaisons ou ponts hydrogène ou des liaisons de Van der Waals. Lorsque ces liaisons existent, le matériau devient rigide et présente un comportement de solide.

Si la température s'élève, l'agitation moléculaire qui en résulte va rompre progressivement ces liaisons secondaires. Le matériau va pouvoir s'écouler sous son propre poids : il présente alors le comportement d'un liquide visqueux.

La température à laquelle se produit cette évolution s'appelle la **température de transition vitreuse**.

La transition vitreuse correspond à l'apparition de mouvements de longs segments de chaîne et marque le passage de l'état vitreux à l'état caoutchoutique. La **figure 4** donne différents exemples de polymères linéaires.

Figure 4 : polymères linéaires



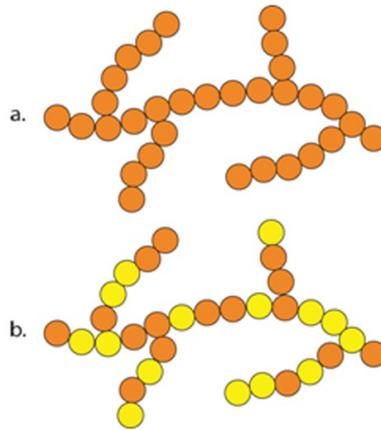
(a. : homopolymère, b. : copolymère statistique, c. : copolymère alterné, d. : copolymère séquencé)

Les propriétés mécaniques des copolymères varient en fonction du type et de la disposition des monomères. Les rotations de la chaîne sont facilitées ou au contraire rendues plus difficiles en fonction de la nature, de la disposition et de l'encombrement de chacun des monomères.

IV.2 POLYMÈRES RAMIFIÉS

Des chaînes homopolymériques ou copolymériques peuvent se greffer sur d'autres chaînes au cours de la polymérisation. Au dessus de la température de transition vitreuse, ces matériaux présenteront comportement visqueux plus marqué que les polymères linéaires.

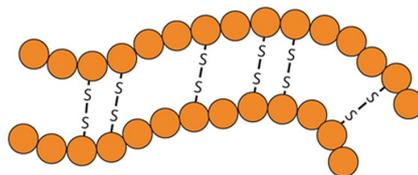
Figure 5 : Homopolymère ramifié (a) et copolymère ramifié (b)



IV.3 POLYMÈRES RÉTICULÉS

La réticulation correspond à la formation de liaisons chimiques suivant les différentes directions de l'espace au cours d'une polymérisation, d'une polycondensation ou d'une polyaddition, et qui conduit à la formation d'un réseau.

Figure 6 : polymère réticulé avec ponts di-sulfure reliant deux chaînes.



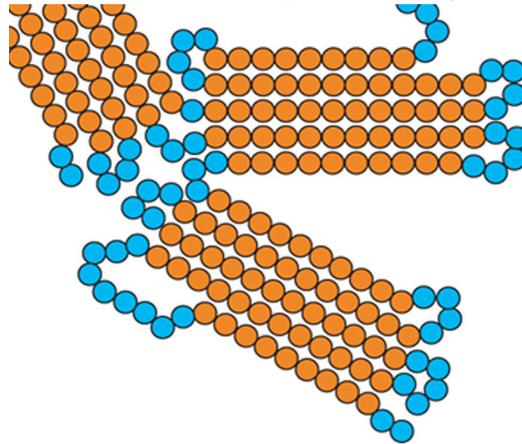
IV.4 POLYMÈRES AMORPHES ET POLYMÈRES CRISTALLISÉS

Les chaînes macromoléculaires peuvent être organisées de façon désordonnée dans l'espace et constituer ainsi une phase amorphe. La phase amorphe est, en théorie équivalente à un liquide « figé », sans ordre moléculaire à grande distance. Il existe néanmoins des orientations macromoléculaires préférentielles.

Elles peuvent être rangées régulièrement avec la constitution d'un ordre responsable d'une propriété caractéristique de l'état cristallin : l'aptitude du matériau à diffracter les rayons X selon des angles définis. Ces structures peuvent aussi être observables en lumière polarisée.

Dans un polymère, les deux états ordonnés et désordonnés peuvent exister dans un même matériau qui est alors de nature semi-cristalline.

Figure 7 : Représentation schématique d'un polymère semi-cristallisé



V STRUCTURES ET PROPRIÉTÉS

Les polymères présentent des caractéristiques mécaniques propres. Ils présentent un comportement vitreux lorsqu'ils sont amorphes, des caractéristiques de fibres lorsqu'ils sont cristallisés mais également un comportement visco-élastique (voir chapitre propriétés physiques, rhéologie).

Ces différents états dépendent principalement de la nature chimique du polymère et de la température. La nature chimique des macromolécules est liée à leur origine qui est soit naturelle, soit synthétique.

Leur structure, leur masse moléculaire, leur caractère linéaire ramifié ou non, réticulé ou non déterminent fortement leurs propriétés physico-chimiques. Le paradoxe des macromolécules est que des chaînes très différentes par leur composition chimique peuvent avoir des propriétés physiques analogues. Certains polyesters ou silicones présentent des propriétés viscoélastiques analogues à certains hydrocarbures insaturés. À l'inverse, des polymères à chaînes chimiquement identiques peuvent avoir des propriétés physiques totalement différentes. Un même composé peut être hautement élastique ou complètement amorphe en fonction de la température et de l'arrangement macromoléculaire.

V.1 POLYMÈRES THERMOPLASTIQUES, THERMODURCISSABLES

Dans le cadre des résines constituées de macromolécules pour réaliser des matières plastiques, deux types de comportement très différents sont décrits en fonction de la nature et de la structure des polymères les constituant :

- Une **résine thermoplastique** est constituée de chaînes linéaires ou ramifiées à liaisons covalentes. Ces chaînes sont liées entre elles par des liaisons faibles de type Van der Waals et hydrogène par exemple. Les thermoplastiques peuvent être dissous dans certains solvants et se ramollissent à la chaleur d'où le terme « thermoplastique ».
- Une **résine thermodurcissable** est constituée de chaînes linéaires réticulées entre-elles. Les chaînes sont liées dans l'espace par des liaisons fortes de type covalent. Nous sommes donc en présence d'un réseau tridimensionnel insoluble et infusible.

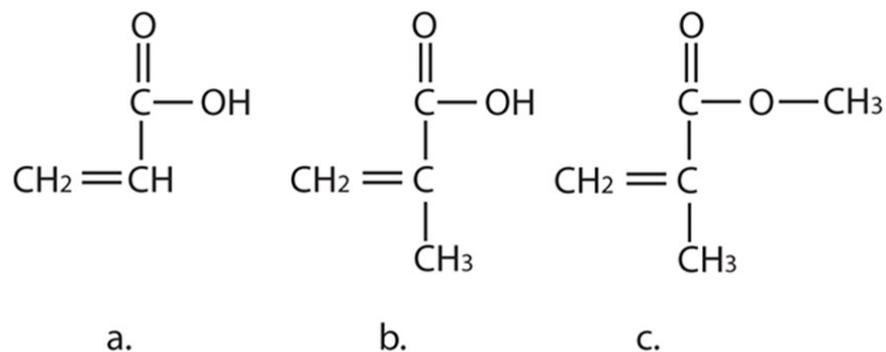
V.2 CAS PARTICULIER DE LA FAMILLE DES RÉSINES ACRYLIQUES

L'utilisation de monomères monofonctionnels comme l'acide acrylique (**Figure 8**) permet une croissance de chaîne dans deux directions de l'espace. Le polymère final est de type linéaire, soluble et fusible. Ses fonctions hydrophiles carboxyliques vont s'ioniser en milieu aqueux. En odontologie, ces polymères sont synthétisés et mis en solution aqueuse par le fabricant avant utilisation par le praticien dans le cas des ciments verres ionomères (CVI).

Si, à la place d'un acide acrylique ou maléique, est utilisé du méthacrylate de méthyle qui présente une structure chimique équivalente mais sans groupement acide carboxylique, les chaînes macromoléculaires linéaires obtenues sont hydrophobes. Le polyméthacrylate de méthyle n'est pas soluble dans l'eau mais dans des solvants organiques et c'est une résine thermoplastique qui se ramollit à la température (supérieure à 110°C). Elle est utilisée principalement pour les bases de prothèses adjointes. Historiquement les résines acryliques furent les premières résines à être employées pour l'obturation de cavités avant l'utilisation des composites dentaires. C'est pourquoi nous étudierons ces résines pour pouvoir les comparer avec les résines qui les ont remplacées en odontologie restauratrice.

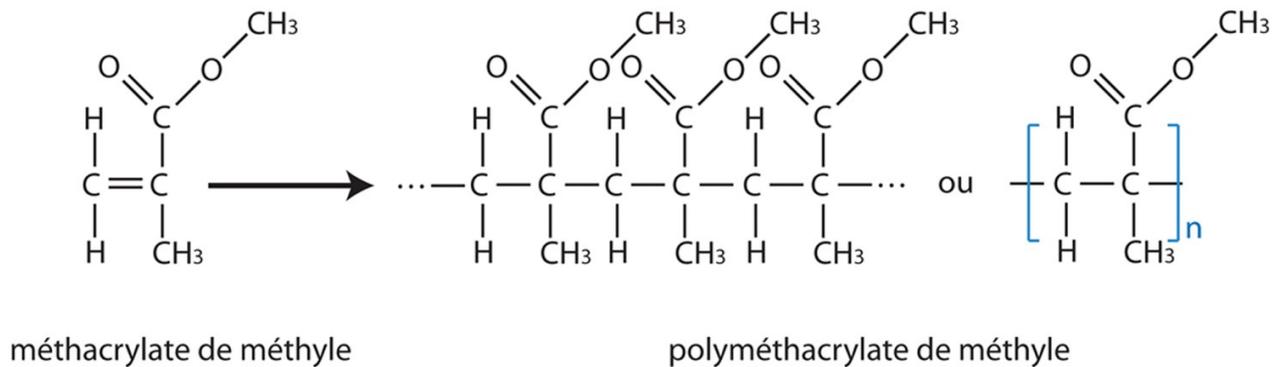
Il existe trois molécules de base pour obtenir des résines acryliques par polymérisation du monomère acrylique, en ouvrant les doubles liaisons C=C.

Figure 8 : acide acrylique (a), acide méthacrylique (b) et méthacrylate de méthyle (c)



Si l'on utilise du méthacrylate de méthyle, grâce à la chaleur et à un catalyseur qui ouvre les doubles liaisons C=C, on obtient après polymérisation du polyméthacrylate de méthyle. Ce sont des réactions de type radicalaire.

Figure 9 : polymérisation radicalaire du méthacrylate de méthyle



C'est une résine qui appartient à la classe des résines thermoplastiques dont le ramollissement ou température de transition vitreuse T_g est à 105°C . Sous cette température, le PMMA est rigide et se comporte comme un verre organique. Au dessus de 125°C , le polymère devient souple et capable de se déformer.

Ce polymère présente certaines propriétés intéressantes :

- très grande transparence, très limpide avec un aspect brillant,
- propriété optique exceptionnelle (transmission lumineuse supérieure à celle du verre, transparence, limpidité, brillance) : Indice optique de 1,49,
- excellente résistance aux agents atmosphériques,
- excellente tenue à la corrosion,
- légèreté : densité de $1,19 \text{ g/cm}^3$ (beaucoup plus léger que le verre).
- La contraction volumique lors de la polymérisation peut atteindre 21 %.
- Dureté Knoop de 18 à 20
- Résistance à la traction de 60 Mpa avec un module de Young de 2,4 Gpa

Pour modifier les propriétés de ces résines, des monomères bi-fonctionnels de type éthylène diméthacrylate sont ajoutés aux monomères de méthacrylate de méthyle, mono-fonctionnel. Ces monomères bi-fonctionnels présentent deux doubles liaisons C=C, ainsi quatre liaisons covalentes par monomères de ce type deviennent possibles. Ce monomère va permettre des pontages entre chaînes et donc une réticulation des chaînes macromoléculaires.

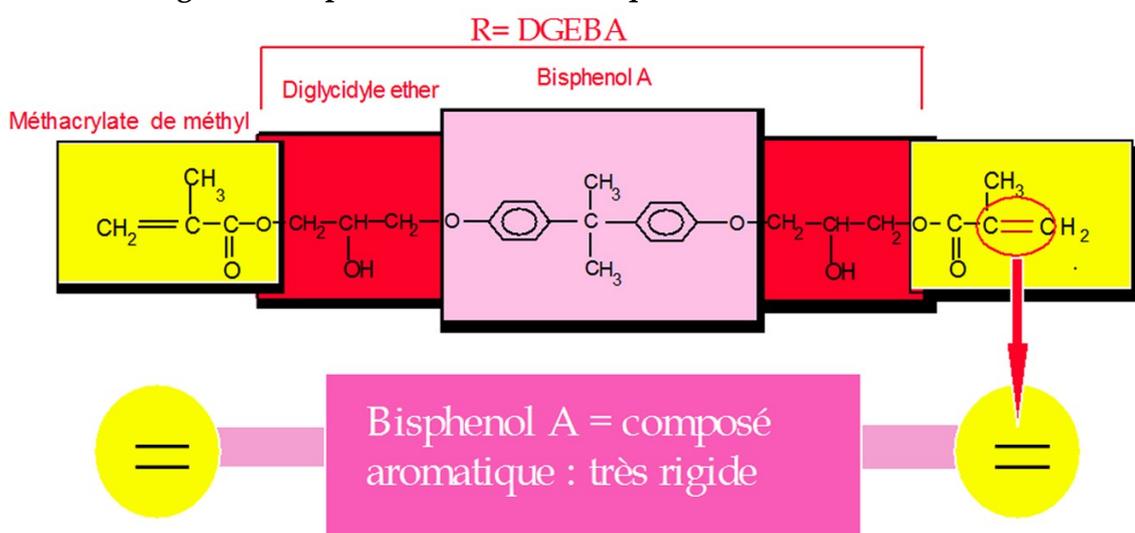
En odontologie, pour réaliser les bases des prothèses amovibles, les produits sont présentés d'une part sous forme d'une poudre contenant le polymère, les pigments roses, le catalyseur, et d'autre part d'un liquide contenant le monomère et une quinone qui inhibe la réaction. Le polymère est dissous dans son monomère pour le mettre dans un moule de la base de la base d'une prothèse amovible avant chauffage.

Ces résines peuvent également être utilisées pour réaliser des couronnes et des bridges provisoires. Dans ce cas, les pigments rappellent la couleur de la dent. Un accélérateur est ajouté au liquide pour accélérer la cinétique de la polymérisation à température ambiante dès le mélange et la rendre ainsi compatible avec une utilisation clinique. Ces résines ont été abandonnées pour les obturations plastiques à cause principalement de leur important coefficient de dilatation thermique, de leur important retrait de polymérisation et de leur rigidité trop faible. Elles sont remplacées par les composites avec une matrice polymère fortement modifiée et présence de charges minérales ou organo-minérales. Ces matériaux sont également développés dans le chapitre « les résines composites ».

Dans le cas des composites, le praticien va initialiser la réaction de polymérisation *in situ* en stimulant des photo-amorceurs avec une lampe à lumière blanche. Le monomère le plus utilisé en odontologie cosmétique est le monomère de Bowen qui est, comme tous les monomères actuellement utilisés pour les composites, un monomère R-diméthacrylé.

Cette molécule présente une structure à plusieurs niveaux, rendant sa représentation schématique plus complexe. Les extrémités de la molécule sont constituées d'un ester de l'acide méthacrylique. Ce groupement fonctionnel, en jaune sur la **figure 10**, possède la double liaison réactive pour la polymérisation.

Figure 10: Représentation schématique du monomère de Bowen



Tous les monomères des composites possèdent deux groupements fonctionnels méthacrylates de ce type. Le centre de ce monomère est constitué du DGEBA (diglycidyle éther du bisphénol A) représenté schématiquement par un rectangle (figure 10). Les deux noyaux aromatiques confèrent une grande rigidité à cette molécule.

Tous les monomères utilisés pour les composites en Odontologie peuvent être représentés sous cette forme.

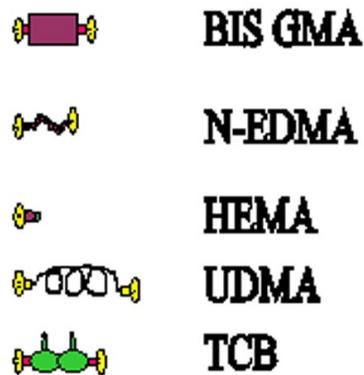
Quelques monomères sont représentés sur la **figure 11**. Leur représentation schématique peut rendre compte d'une partie de leurs propriétés :

Le Bis GMA est un monomère difonctionnel, ayant une structure est rigide.

Le n-éthylène diméthacrylate (N-EDMA) est difonctionnel et présente un noyau central linéaire aliphatique lui conférant une certaine souplesse.

L'hydroxyéthylméthacrylate (HEMA) est monofonctionnel. Il présente un pôle hydrophobe méthacrylique, (bille jaune), et un pôle hydrophile -OH (bille verte). Il est très utilisé pour les formulations de « résines » en contact avec des molécules d'eau.

Figure 11 : Représentation schématique de différents monomères



L'Uréthane diméthacrylate (UDMA) présente un noyau uréthane de type « élastomère » lui conférant une certaine élasticité représentée ici sous la forme d'un ressort.

Le monomère TCB utilisé dans le Dyract™ est di et bifonctionnel possédant deux groupements méthacrylates et deux groupements acides carboxyliques ionisables.

Après polymérisation, les monomères liés les uns aux autres seront représentés par des colliers de billes plus ou moins complexes, en fonction du mode de fonctionnement du monomère utilisé.

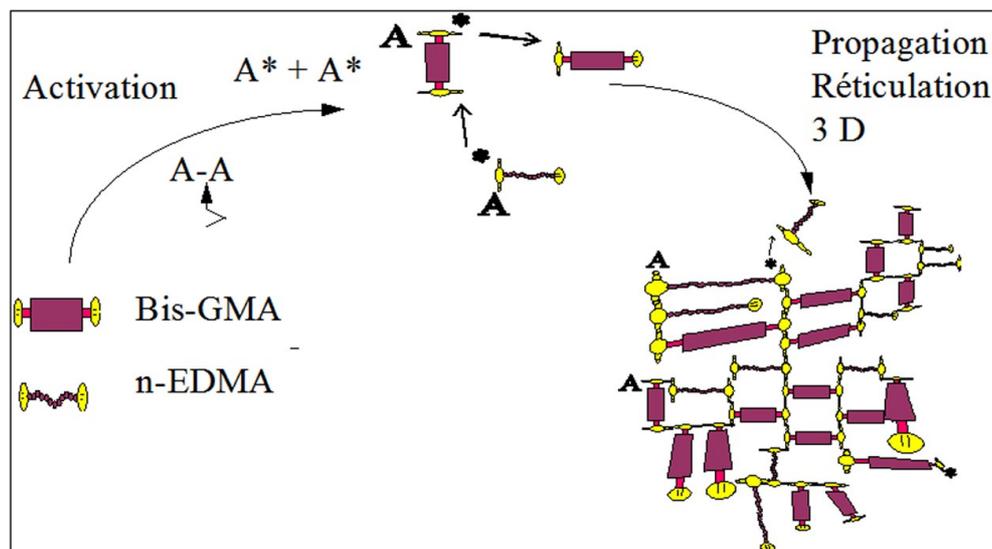
Les composites dentaires sont formés de deux constituants principaux, une matrice polymère et une charge. Pour former le polymère, des adjuvants dont des photoactivateurs sont incorporés. Le matériau fourni par le fabricant est avant son utilisation par le praticien, un mélange de charges d'adjuvants et de monomères. Ces monomères sont formés d'un squelette carboné avec à leurs deux extrémités une double liaison vinylique réactive (Figure 4, 5) présente dans les deux extrémités méthacrylates. Il n'y a pas d'eau dans la formulation des composites.

Tous ces monomères diméthacrylés sont suffisamment gros pour limiter leur diffusion dans les tubuli dentinaires, contrairement au méthacrylate. Cet encombrement stérique important va diminuer la rétraction de prise due à la formation des liaisons covalentes lors

de la polymérisation. Chaque monomère possède des propriétés induites par la chaîne carbonée centrale qui le constitue (figure 5). Les différents types de monomères diméthacrylés peuvent réagir entre eux lors de la polymérisation radicalaire. Chaque fabricant de composite possède sa propre formulation ce qui lui confère des propriétés propres.

La polymérisation radicalaire des composites, schématisée par la **figure 12**, est activée, le plus souvent, par des photoamorceurs qui vont créer des radicaux libres dès qu'une longueur d'onde lumineuse adéquat, d'une intensité suffisante pénètre le matériau.

Figure 12 : Schéma de la polymérisation de la matrice polymère d'un composite



Cette réaction amorcée par la lumière se propage très rapidement à tous les monomères et polymères en croissance. C'est la propagation. La polymérisation, par des phénomènes de terminaisons multiples et complexes, va se terminer. Le praticien aura réalisé une polymérisation radicalaire dans la bouche de son patient, avec pour résultat final, un matériau composite dur. Cette polymérisation peut être incomplète si le rayonnement lumineux ne pénètre pas tout le composite, et si sa longueur d'onde, son temps d'application ou son intensité ne sont pas suffisants. La structure de l'édifice polymère ne sera pas identique de la surface vers la profondeur du matériau, avec des risques toxiques pour la pulpe si de petites molécules diffusent. Toutes les doubles liaisons vinyliques ne peuvent réagir (figure 12, =). Un certain taux d'insaturation persiste avec des groupements méthacrylates pendants. Ce taux d'insaturation n'est pas homogène dans le matériau. Ce taux d'insaturation est responsable de modification du matériau au cours du temps.

Nous pouvons remarquer la structure dense du composite après polymérisation dans les trois directions de l'espace (figure 12) ne permettant que peu de possibilités de mouvements aux molécules. Nous obtenons un matériau insoluble et infusible possédant, de par sa structure covalente réticulée, de très bonnes propriétés mécaniques et physico-chimiques

après réaction complète. Les propriétés finales de la matrice polymère sont liées au taux de réticulation lui-même lié à l'opérateur, aux conditions de travail, et à la constitution des monomères. Des segments de la macromolécule pourront en effet être rigides avec du BisGMA, souples avec du triéthylène diméthacrylate, élastique avec de l'UDMA.

Certains monomères seront plus utilisés dans le polymère de liaison lors du collage en raison de leur plus grande souplesse. D'autres, par leur caractère hydrophile, comme l'HEMA, seront utilisés sur la surface humide de la dentine dans les « primaires » des adhésifs. Les propriétés finales des polymères réticulés auront des conséquences sur la durabilité de la reconstitution et de la dent.

La création de nombreuses liaisons covalentes réduit les espaces intermoléculaires. Cette structure dense sans solvant abouti à une diminution notable du volume global du matériau, ou « contraction de prise », nuisible à la pérennité de la reconstitution sans collage efficace.

Actuellement, ce sont toujours les composites, bien utilisés, qui possèdent les meilleures propriétés, mais leur absence de collage naturel aux structures dentaires et leur incompatibilité avec l'eau complique leur protocole d'utilisation.

CONCLUSION

Les polymères représentent une branche de la chimie à part entière car avec des molécules dont la chimie est proche (les dérivés vinyliques avec la double liaison C=C), on obtient des polymères avec des propriétés physico-chimiques très différentes. Les uns sont des thermoplastiques solubles ou non dans l'eau, les autres des thermodurs insolubles et infusibles.

C'est la connaissance des mécanismes de « prise » et de la chimie des polymères des matériaux polymères, d'une façon simple et schématique, qui permet aux praticiens de discuter avec les fabricants et de choisir au mieux le matériau adapté à chaque cas tout en connaissant leurs limites et les précautions à prendre pour optimiser le résultat.

VI ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- Auzias F., Bonnel A., Pot D. : Evolution des ciments dentaires: du ciment aux orthophosphates au ciment au ionomère de verre. *Encycl. Med. Chir. (Paris-France), Odontologie*, 23065 K10 , 9-1989: 14p.
- Deterre R., Froyer G. : Introduction aux matériaux et polymères. *Technique et documentations*, 1997, Paris
- Kenneth J. Anusavice : *Phillip's Science of Dental Materials*, Saunders Elsevier Science USA.
- Ogolnik R., Picard B. : Les composites. *Encycl. Med. Chir. (Paris-France), Odontologie*. 23065 E10 , 9-1988, 12p.
- Ruyter I.E. : Monomer systems and polymerization, dans : Vanherle G., Smith D. C., ed. *Posterior Composite Resin Dental*. Netherland : Peter Szulc Publishing Co., 1985 : 109- 135