

Les matériaux à empreinte

Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD)

B. CHAUVEL, Y-L. TURPIN

Date de création du document 2009-2010

Table des matières

I	Introduction.....	4
II	Les matériaux rigides.....	5
	II.1 Le plâtre (ANSI/ADA spec. n°25).....	5
	II.1.1 Indications.....	5
	II.1.2 Composition.....	5
	II.1.3 Réaction de prise.....	6
	II.1.4 Propriétés.....	6
	II.2 La pâte oxyde de zinc-eugénol.....	6
	II.2.1 Indications.....	6
	II.2.2 Composition.....	6
	II.2.3 Réaction de prise.....	7
	II.2.4 Propriétés.....	7
	II.3 Les compositions thermoplastiques (ANSI/ADA spec. n°24).....	7
	II.3.1 Indications.....	7
	II.3.2 Composition.....	8
	II.3.3 La réaction de prise.....	8
	II.3.4 Propriétés.....	8
III	Les matériaux élastiques.....	9
	III.1 Les hydrocolloïdes réversibles (ANSI/ADA spec. n°11).....	9
	III.1.1 Indications	9
	III.1.2 Composition.....	9
	III.1.3 Réaction de prise.....	9
	III.1.4 Propriétés.....	10
	III.2 Les hydrocolloïdes irréversibles (ANSI/ADA spéc. n°18).....	10

III.2.1 Indications.....	10
III.2.2 Composition.....	10
III.2.3 Réaction de prise.....	11
III.2.4 Propriétés.....	11
III.3 Les élastomères de silicone (ANSI/ADA spec. n°19).....	12
III.3.1 Indications.....	12
III.3.2 Composition.....	12
III.3.3 Réaction de prise.....	13
III.3.4 Propriétés.....	15
III.4 Les élastomères polysulfurés.....	15
III.4.1 Indications.....	15
III.4.2 Composition.....	15
III.4.3 Réaction de prise.....	16
III.4.4 Propriétés.....	16
III.5 Les élastomères polyéthers.....	17
III.5.1 Indications.....	17
III.5.2 Composition.....	17
III.5.3 Réaction de prise.....	17
III.5.4 Propriétés.....	18
IV Propriétés physico-chimiques comparées.....	18
IV.1 La mouillabilité.....	18
IV.2 L'hydrophilie.....	19
IV.3 La thixotropie.....	20
IV.4 La viscosité.....	20
IV.5 La reproduction des détails.....	21
IV.6 La stabilité dimensionnelle.....	21
IV.7 Les propriétés mécaniques.....	22
IV.8 Désinfection.....	24

IV.9 Toxicité.....	24
V Annexes.....	25

OBJECTIFS

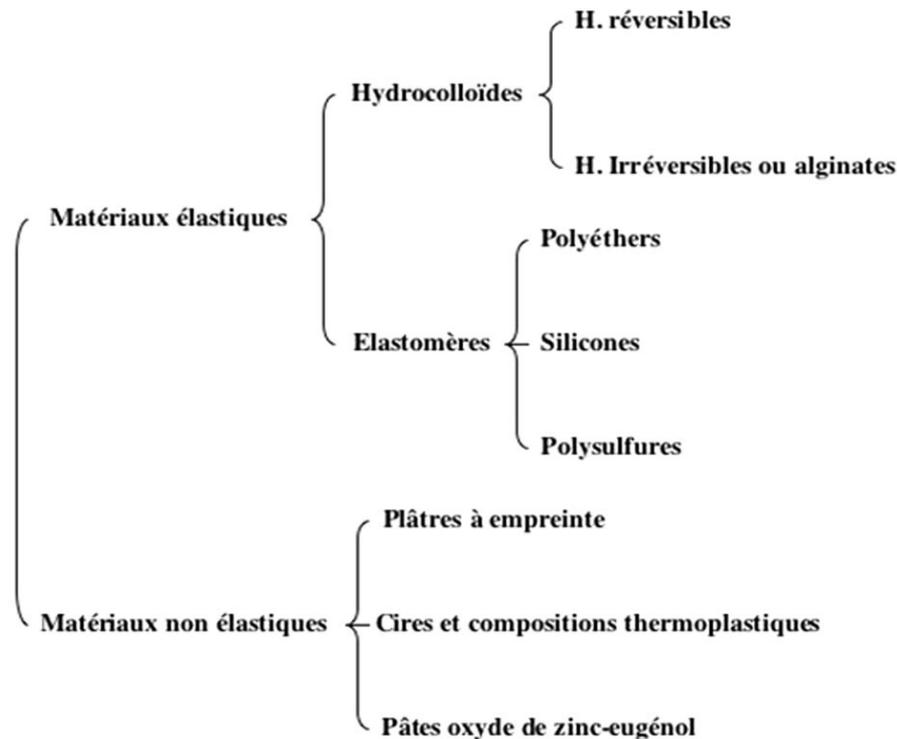
- Connaître les différents matériaux à empreinte, en maîtriser les avantages et les inconvénients afin de les sélectionner en fonction de leurs indications cliniques.
- Être capable de faire le lien entre les protocoles opératoires proposés en prothèse et les propriétés de chacun des matériaux à empreinte.
- Comprendre les causes d'échec dans la prise d'empreinte et savoir y remédier.

I INTRODUCTION

L'empreinte se définit comme une marque en creux ou en relief obtenue par pression (Le petit Larousse illustré, 2007).

Le choix du matériau à empreinte constitue une des étapes fondamentales de la chaîne prothétique. Il doit permettre d'obtenir un modèle de travail dont la fidélité reflète sa capacité d'enregistrement d'une situation clinique établie [64]. La précision dimensionnelle et la définition des états de surface sont subordonnées aux procédures cliniques, aux comportements des matériaux, et aux modalités de traitement de l'empreinte [19]. Il n'existe pas de protocole d'élaboration standard et chaque étape de l'empreinte et de son traitement doit s'adapter au type de restaurations et aux conditions cliniques [25]. La rigueur apportée à chacune d'elles est le gage de qualité et de pérennité des reconstitutions prothétiques. Selon O'Brien [67], deux grandes classes de matériaux à empreinte peuvent être choisies pour répondre à ces objectifs cliniques (**figure 1**) : les matériaux présentant un comportement élastique, et ceux présentant un comportement inélastique, ou rigide.

Figure 1 : classification des matériaux à empreinte



(67) WJ O'Brien. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co., 1997 : 421 p.

II LES MATÉRIAUX RIGIDES

II.1 LE PLÂTRE (ANSI/ADA SPEC. N°25)

II.1.1 Indications

Les plâtres sont surtout connus comme matériaux de confection des modèles de travail [16]. Le plâtre à empreinte, ou type 1, est utilisé pour enregistrer de manière statique, lors de l'empreinte primaire, les surfaces muqueuses de l'édenté total.

II.1.2 Composition

Le gypse constitue la matière première du plâtre. Ce dihydrate de sulfate de calcium (CaSO_4), déshydraté par une cuisson au four, se transforme en plâtre, ou héli-hydrate de sulfate de calcium. La structure et les caractéristiques physiques de l'héli-hydrate obtenu (a ou b) vont dépendre des conditions de cuisson : température, pression, environnement... A la poudre d'héli-hydrate, un certain nombre de composants solubles dans l'eau (chlorures, sulfates, borates...) sont ajoutés pour en ajuster le temps et l'expansion de prise [81].

II.1.3 Réaction de prise

A la surface de l'eau placée dans un bol souple, le plâtre saupoudré progressivement absorbe l'eau jusqu'à saturation. Un rapide mélange homogénéise l'ensemble qui est alors chargé dans un porte-empreinte spécifique, et placé directement en bouche. Quel que soit le type de plâtre utilisé, l'hydratation de l'hémihydrate en dihydrate de sulfate de calcium aboutit à la formation d'un matériau dur et cassant : $2 (\text{CaSO}_4, 1/2 \text{H}_2\text{O}) + 3 \text{H}_2\text{O} \rightarrow 2 (\text{CaSO}_4, 2\text{H}_2\text{O}) + \text{chaleur}$.

II.1.4 Propriétés

Le rapport eau/poudre élevé des plâtres à empreinte (60-70% en poids) permet de réduire leur expansion de prise (< 0,1%) et de conserver une élévation thermique compatible avec leur utilisation en bouche [23]. Les faibles propriétés mécaniques du matériau peuvent entraîner sa fracture, sans conséquence clinique le plus souvent.

II.2 LA PÂTE OXYDE DE ZINC-EUGÉNOL

II.2.1 Indications

Depuis la fin du XIX^{ème} siècle, le mélange de l'oxyde de zinc et de l'eugénol offre de nombreuses applications au clinicien : ciment d'obturation et de scellement prothétique, pansement parodontal... Comme matériau à empreinte, il se révèle le matériau complémentaire et/ou correctif de l'empreinte secondaire en prothèse adjointe, permettant l'enregistrement dynamique des organes para-prothétiques, le surfaçage des secteurs édentés et la stabilisation des bases d'occlusion (**figure 2**).

Fig. 2 : empreinte dissociée avec de la pâte oxyde de zinc / eugénol.



II.2.2 Composition

Le pâte oxyde de zinc-eugénol se présente le plus souvent sous la forme de deux tubes de pâte ; l'un contient un mélange d'oxyde de zinc (80%) et de divers plastifiants (résines, huiles...), et l'autre, un mélange d'eugénol (60%), de plastifiants et de charges (talc, kaolin...) [30]. La composition des différents produits commerciaux varie et propose

différentes viscosités qui détermineront leur incidence compressive sur les tissus bucco-dentaires. A ce titre, l'American Dental Association (ANSI/ADA spec. 16) différencie deux types de pâte : un type 1 (dur) et un type 2 (doux).

II.2.3 Réaction de prise

Le mélange des deux pâtes, dans des proportions équivalentes, est réalisé par une large spatule sur une plaque de verre ou de papier plastifié, suffisamment rigide pour permettre l'obtention rapide d'une pâte dont l'homogénéité sera appréciée simplement par l'uniformité de la couleur, rose ou brune [72]. L'eugénolate de zinc constitue le produit final durci issu de la réaction chimique de chélation du zinc par deux molécules d'eugénol. L'étude microscopique du produit final révèle des particules d'oxyde de zinc n'ayant pas réagi, noyées dans une matrice constituée du produit de la réaction. Si ce phénomène de durcissement peut être accéléré par l'adjonction à la composition commerciale d'accélérateurs, comme l'acétate de zinc ou le chlorure de magnésium, seul le colophane en facilite également le mélange et permet l'obtention d'un produit final lisse et homogène. Le clinicien peut aisément moduler le temps de prise en agissant sur le taux d'humidité, la proportion d'oxyde de zinc et la température. La prise complète du produit n'est que faiblement influencée par le temps de spatulation et se poursuit souvent au-delà de dix minutes, se traduisant cliniquement par un matériau ne collant plus.

II.2.4 Propriétés

D'une faible viscosité, d'une bonne compatibilité avec le plâtre, et présentant un caractère relativement hydrophile, les pâtes oxyde de zinc-eugénol sont de remarquables matériaux de surfacage même si leur aptitude à l'étalement varie beaucoup d'un produit commercial à l'autre. Les faibles propriétés physiques et l'absence d'élasticité ne permettent pas l'enregistrement de zones dentées ou de crêtes présentant d'importantes contre-dépouilles. Leur bonne stabilité dimensionnelle tolère cependant un traitement différé sans déformation conséquente.

II.3 LES COMPOSITIONS THERMOPLASTIQUES (ANSI/ADA SPEC. N°24)

II.3.1 Indications

Les compositions thermoplastiques sont, avec les cires, l'un des plus anciens matériaux utilisés en dentisterie pour la prise d'empreinte. Matériaux de haute viscosité, et de fait imprécis, elles étaient préconisées en prothèse adjointe pour réaliser des empreintes compressives (Fripp). Elles restent aujourd'hui utilisées pour effectuer l'enregistrement du joint périphérique des empreintes secondaires en prothèse adjointe, et pour aménager les porte-empreintes du commerce (**figure 3**).

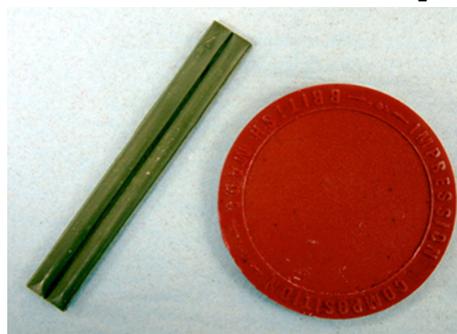
Figure 3 : réalisation du joint périphérique sur le porte-empreinte individuel



II.3.2 Composition

Présentées sous différentes formes, les compositions thermoplastiques possèdent des formulations gardées souvent secrètes par les fabricants [83]. Mélange de résines (copal, colophane), de plastifiants (acide stéarique, acide oléique, cires...), de charges inertes (talc, terre de diatomées...) et de colorants, les compositions thermoplastiques se présentent sous des couleurs différentes (grise, verte, ou brune) permettant d'identifier facilement leur intervalle de ramollissement (**figure 4**).

Figure 4 : La « pâte de Kerr » et le « stent's » sont deux produits largement utilisés



II.3.3 La réaction de prise

Les compositions thermoplastiques se ramollissent à la chaleur sans qu'aucun changement chimique ne se produise. Ce phénomène est purement physique et parfaitement réversible.

II.3.4 Propriétés

Ces matériaux, dont la viscosité fluctue rapidement dans l'intervalle 45-55°C, se prêtent mal à l'enregistrement des détails. Refroidies, les compositions thermoplastiques deviennent cassantes et ne peuvent être retirées sans déformation ou fracture de zones en retrait.

III LES MATÉRIAUX ÉLASTIQUES

III.1 LES HYDROCOLLOÏDES RÉVERSIBLES (ANSI/ADA SPEC. N°11)

III.1.1 Indications

Les hydrocolloïdes réversibles furent les premiers matériaux à empreinte élastiques utilisés en dentisterie. Ces matériaux, fluides et peu compressifs, sont particulièrement efficaces pour réaliser l'enregistrement de limites prothétiques supra-gingivales. Leur relative fragilité ne peut cependant pas supporter le retrait de limites sous-gingivales profondes, ou de zones de fort retrait. D'autres contingences, comme le conditionnement dans des bains thermostatés, le traitement rapide de l'empreinte à l'aide de plâtre, le matériel initial coûteux et leur hasardeuse décontamination, en limitent aujourd'hui l'utilisation dans les cabinets dentaires. Ils ont laissé une large place aux élastomères de synthèse (silicones, polyéthers, polysulfures).

III.1.2 Composition

L'agar-agar est un ester sulfurique d'un polymère linéaire du D-galactose extrait de rhodophycées (algues rouges). Sous forme de liquide ou de gel, ces colloïdes sont constitués de particules en suspension suffisamment petites pour que le mélange soit homogène.

III.1.3 Réaction de prise

Le gel thermosensible d'agarose que forme l'agar-agar en se combinant avec l'eau présente un fort pouvoir gélifiant. Selon la concentration du gel en agar-agar, il se liquéfie entre 71 et 100°C, et redevient un gel entre 30 et 50°C. Ce processus, purement physique et réversible (hystérésis), dépend uniquement du temps et de la température. Dans un premier temps clinique, l'élévation de température dans un bain thermostaté, dit de liquéfaction (100°C) rompt facilement les faibles liaisons physiques unissant les fibrilles de gélose. Le produit est ensuite conservé à 65°C, dans un bain de stockage. Avant d'être introduit en bouche à l'aide d'un porte-empreinte spécifique à circulation d'eau, l'hydrocolloïde est tempéré à 46°C pendant 2 minutes. Le refroidissement provoqué par la circulation d'eau, ou par l'apport d'un matériau tempéré (technique hydro-alginate), entraîne la gélification de l'hydrocolloïde qui acquiert alors des propriétés élastiques lui permettant d'être retiré de la bouche (**figure 5**).

Figure 5 : empreinte aux hydrocolloïdes dans un porte-empreinte à circulation d'eau



III.1.4 Propriétés

Les empreintes aux hydrocolloïdes réversibles sont d'une grande fidélité lorsqu'elles sont traitées rapidement, car aucun milieu de stockage satisfaisant ne permet de les conserver au-delà d'une heure[78]. Lors du stockage, les mouvements hydriques au sein du matériau, connus sous le terme de synérèse, peuvent être à l'origine de variations dimensionnelles.

III.2 LES HYDROCOLLOÏDES IRRÉVERSIBLES (ANSI/ADA SPÉC. N°18)

III.2.1 Indications

Les hydrocolloïdes irréversibles, ou alginates, sont les produits à empreinte les plus utilisés en dentisterie. Depuis 1981, ces matériaux sont classés selon leur capacité à enregistrer les détails [7] : les alginates de classe A, ou alginates de haute définition, sont indiqués pour la confection des inlays et des couronnes. Les alginates de classe B, ou traditionnels, sont indiqués pour la réalisation d'empreintes en prothèse adjointe partielle, et ceux de classe C pour la réalisation de modèles d'étude et de modèles antagonistes.

III.2.2 Composition

Des polysaccharides naturels extraits de certaines algues brunes (pheophyceae) apparaissent en dentisterie sous le nom d'alginates dès 1945. La poudre d'alginate est constituée de sels alcalins (Na, K) de l'acide alginique. Cet acide est constitué de deux unités monosaccharidiques, l'acide D-mannuronique et l'acide L-guluronique. Le produit final se présente sous la forme d'un réseau tridimensionnel de chaînes d'acide polymannuronique réunies par des ponts calciques. Entre les différentes mailles de cette structure, se trouvent le sol d'alginate alcalin non réagi, l'excès d'eau, les particules de charges inertes, et les sous-produits de la réaction [4]. Si le phosphate sodique est un retardateur de prise qui réagit préférentiellement avec les ions Ca^{++} et entre en compétition avec les ions Na^+ et/ou K^+ , le phosphate de calcium est un accélérateur [voir 19]. Les charges (50%) constituées de terre de diatomées, d'oxyde de zinc, ou de talc, déterminent la consistance du mélange et lui

donnent son aspect lisse et non collant (**figure 6**). Par l'adjonction de glycols, de nombreux alginates présentent actuellement l'intérêt de ne plus contenir de poussières [5].

Figure 6 : empreinte aux alginates



III.2.3 Réaction de prise

La différence de solubilité des différents sels de l'acide alginique est à la base du phénomène de prise. Le sulfate de calcium s'hydrolyse au moment du mélange avec l'eau, et libère des ions Ca^{++} qui réagissent avec les groupements carboxyliques des alginates alcalins (Na^+ , K^+) pour former l'alginate de calcium insoluble [voir 4]. Ce processus chimique, et non physique, est une estérification des groupements carboxyliques [voir 7]. La prise des hydrocolloïdes irréversibles dépend non seulement de leur composition, mais également du rapport poudre/liquide (10 g pour 20 ml), de la température de l'eau, et des conditions de stockage [14]. Deux types commerciaux sont disponibles : type 1 – prise rapide, type 2 – prise normale. Certains produits récents voient leur couleur se modifier lors de la prise du fait d'une modification de leur pH [voir 19]. Le mélange automatique réduit significativement les temps de travail et de mélange, mais offre un matériau plus homogène, plus souple, avec une proportion de bulles nettement plus faible que lors d'un mélange manuel [36].

III.2.4 Propriétés

La valeur du rapport eau/poudre conditionne la stabilité dimensionnelle du matériau et influence la résistance à la compression et la déformation permanente du matériau final [15]. La résistance au déchirement des alginates est proche de celle des hydrocolloïdes réversibles, mais beaucoup plus faible que celle des différents élastomères. Les variations dimensionnelles des hydrocolloïdes irréversibles s'expliquent principalement par les mouvements de l'eau qu'ils renferment en grande quantité. A l'air libre, le matériau se contracte en perdant de l'eau par évaporation ; immergé, il se dilate en absorbant. Si les alginates de classe A sont capables de reproduire des détails de 20 microns, cette précision ne peut être conservée au-delà d'une heure, même dans un milieu saturé d'humidité [55]. L'incompatibilité de certains alginates avec certains plâtres peut également nuire aux

qualités finales du modèle. Le traitement de l’empreinte par une solution de sulfate de potassium ne semble pas apporter des qualités de surface supérieures à celles obtenues par un simple rinçage et un séchage modéré [27].

III.3 LES ÉLASTOMÈRES DE SILICONE (ANSI/ADA SPEC. N°19)

III.3.1 Indications

Depuis les années 70, les élastomères de silicone sont indiqués pour enregistrer les préparations destinées aux restaurations prothétiques fixées. Ce sont des polymères naturels ou synthétiques, ayant un faible module d’élasticité à température ambiante et supportant sans dommage (après réticulation) des allongements réversibles. En raison de leur grande variété de présentation, ils offrent de nombreuses options d’utilisation pour s’adapter aux différentes indications cliniques [35] : technique d’empreinte rebasée, double mélange... (**figure 7**).

Figure 7 : empreinte en double-mélange avec des polyvinylsiloxanes



III.3.2 Composition

Les élastomères de silicone sont des matériaux amorphes composés de longues chaînes macromoléculaires caractérisées par l’alternance d’atomes de silicium et d’oxygène. Les liaisons entre le silicium et l’oxygène forment un squelette inorganique très flexible aux propriétés physico-chimiques remarquables : stabilité thermique, inertie chimique... Le processus de prise par condensation ou par addition, que conditionne la nature des groupements organiques pendants, est à l’origine de leur classification en dentisterie.

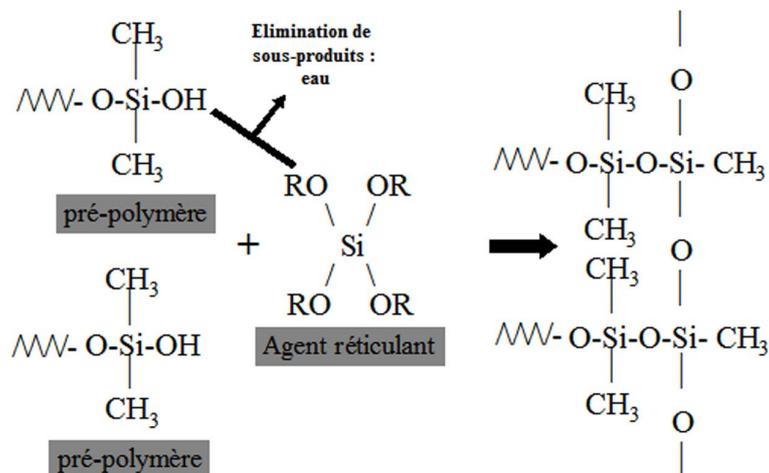
III.3.3 Réaction de prise

La présence de groupements organiques hydrocarbonés (méthyle...) caractérise les polydiméthylsiloxanes, ou silicones par condensation. Leur base pâteuse, ou pré-polymère, se compose d'un polydiméthylsiloxane de poids moléculaire moyen avec des groupements terminaux hydroxyles. Des charges minérales de silice amorphe ou de fluorocarbone, de 2 à 8 mm de diamètre, sont ajoutées dans des proportions variables pour ajuster leur consistance (**figure 8**) : fluide (light), normale (regular), épaisse (putty). Le catalyseur, sous forme pâteuse ou liquide, contient un ester métallique organique (octoate d'étain, silicate d'alkyle), de l'huile, et éventuellement un épaississant. La réticulation des silicones par condensation se produit entre des radicaux hydroxyles (-OH) terminaux du polymère et un agent de réticulation (alkoxyorthosilicate), en présence d'un activateur (dialkyltinocarboxylate) [13]. L'élimination de sous-produits volatils (eau, alcools...) se traduit par une perte de poids du produit final, et entraîne un retrait volumique lors de la prise (**figure 9**). Cette variation est d'autant plus importante que le matériau est fluide et donc pauvre en charges.

Figure 8 : diverses viscosités de silicones sont disponibles



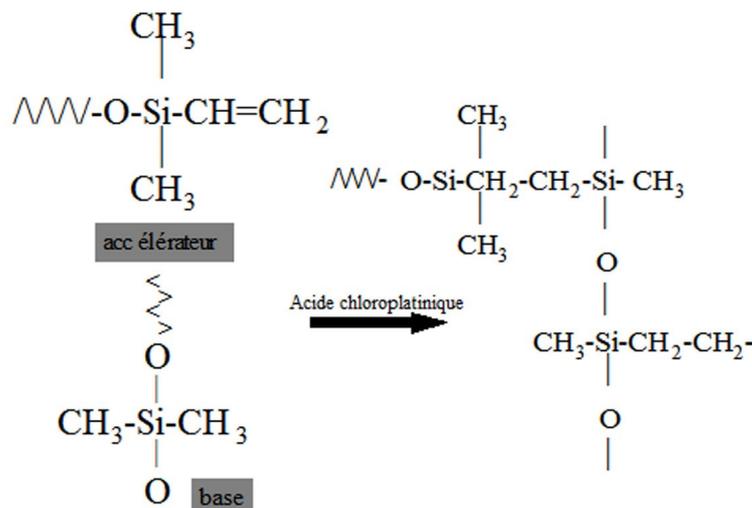
Figure 9 : polycondensation d'un polydiméthylsiloxane



(13) M Braden et JC Elliott. Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. J Dent Res 1966 ; 45 : 1016-1023.

Les silicones A, ou vinylpolysiloxanes, présentent globalement la même structure macromoléculaire que les silicones C. Ils se différencient par la présence de groupements vinyliques dont l'ouverture est à la base du phénomène de polymérisation [54]. La base contient un pré-polymère obtenu par hydrolyse de silanes, des charges, des plastifiants, des pigments, et des substances aromatiques. Le catalyseur contient du polysiloxane, des sels de platine ou de nickel, des plastifiants et des pigments. Récemment, des surfactants ont été introduits pour améliorer leur hydrophilie (voir chap. 4.1). La polymérisation par addition se produit par ouverture des double-liaisons sous l'action d'un catalyseur, un sel de platine ou de nickel (**figure 10**). Sans formation de sous-produit, elle aboutit à un matériau d'une grande stabilité dimensionnelle. Une production d'hydrogène est cependant susceptible de se produire et d'entraîner une porosité superficielle du matériau de réplique. Des absorbeurs, tel le palladium ou le platine, sont ajoutés à la formulation des silicones pour piéger ce produit volatil [voir 54]. Un délai d'une heure avant le traitement de l'empreinte peut limiter les effets de ce phénomène. Le temps de polymérisation peut être modifié par un retardateur qui entre en compétition avec les siloxanes : matériaux à prise rapide, ou normale. Une baisse de la température du produit, de quelques degrés, est un moyen facile et fiable d'augmenter le temps de prise du matériau.

Figure 10 : polyaddition d'un polyvinylsiloxane



(54) MN Mandikos. *Polyvinylsiloxane impression materials : an update on clinical use. Aust Dent J* 1998 ; 43 : 428-434.

Si à l'état de plastomères, ces polymères synthétiques n'échangent que de faibles interactions et s'apparentent à des liquides visqueux, à l'état d'élastomères, de nombreuses liaisons de plus haute énergie (ioniques ou covalentes) unissent les chaînes linéaires de polymères et assurent l'élasticité finale du matériau à empreinte [48]. La densité des liaisons covalentes au sein du réseau tridimensionnel (taux de réticulation) conditionne les propriétés physico-chimiques du produit final [77].

III.3.4 Propriétés

Le principal inconvénient des silicones A est leur nature hydrophobe, leur module d'élasticité modéré et le dégagement possible d'hydrogène. Les matériaux de plus haute viscosité sont plus hydrophobes du fait d'un plus grand nombre de charges, elles-mêmes hydrophobes par nature (silice). Mais ce taux de charges élevé assure une meilleure stabilité dimensionnelle [voir 54]. Les silicones dits hydrophiliques ne semblent pas mieux reproduire les détails dans des conditions cliniques normales, c'est-à-dire en absence d'humidité, mais la coulée du plâtre y est optimisée. Cette hydrophilie toute relative entraîne malheureusement une stabilité dimensionnelle moindre (voir chap. 4.5).

III.4 LES ÉLASTOMÈRES POLYSULFURÉS

III.4.1 Indications

Les élastomères polysulfurés, également connus sous les termes de thiocols, thiocaoutchoucs, ou encore mercaptans, sont les plus anciens élastomères de synthèse utilisés en dentisterie. Ces matériaux élastiques, qui offrent un temps de prise relativement long et différentes viscosités, sont tout particulièrement indiqués en prothèse adjointe partielle ou totale, lorsqu'un enregistrement muco-dynamique des surfaces muqueuses est souhaitable (**figure 11**).

Figure 11 : empreinte secondaire de prothèse totale réalisée avec des polysulfures (permlastic®)



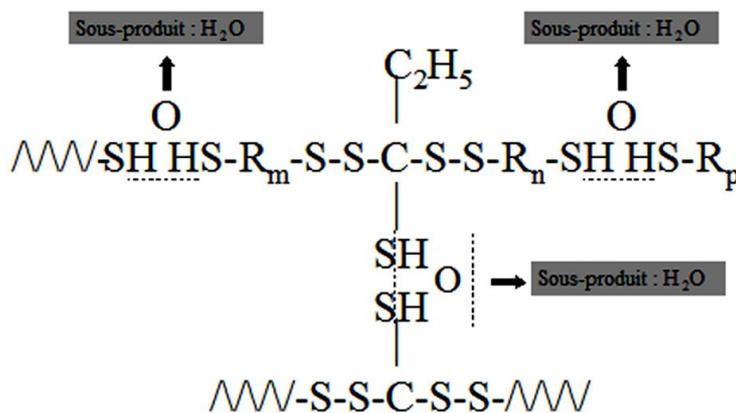
III.4.2 Composition

La pâte de base de couleur blanche est un polymère polysulfuré de bas poids moléculaire possédant des radicaux thiol (-SH) terminaux ou intermédiaires, des charges et des plastifiants. Les charges, dont la concentration varie de 12 à 50%, sont constituées d'oxyde de zinc, de dioxyde de titane, de sulfate de zinc, ou de silice. Le catalyseur est une pâte brune contenant du dioxyde de plomb (30%), de l'oxyde de cuivre hydraté, du soufre (1 à 4%), des charges, et des plastifiants (huile, phtalates). Ces produits présentent une odeur désagréable et une propension à tâcher.

III.4.3 Réaction de prise

La vulcanisation par le soufre constitue le plus ancien mode de réticulation connu. La réaction de prise des polysulfures consiste en une première étape de polymérisation, par oxydation des groupes SH terminaux, puis une deuxième étape de réticulation par oxydation des groupes SH pendants [10]. La formation du réseau tridimensionnel de chaînes macromoléculaires réticulées par des liaisons covalentes disulfures terminales ou intermédiaires, libère des molécules d'eau : phénomène de condensation (**figure 12**). Les pontages ainsi formés ne sont pas toujours très stables. Des activateurs, comme les peroxydes (PbO₂), créent des ponts inter-chaînes et se décomposent en radicaux et certains sous-produits volatils (alcool, cétone, aldéhyde) [3]. Ainsi le liquide clair (eau) qui exsude parfois des tubes de polysulfures, traduit une polymérisation prématurée. Au cours du phénomène de prise, l'augmentation de la taille des chaînes de polymères entraîne l'augmentation de la viscosité du mélange, et la réticulation inter-chaînes son caractère hautement élastique [voir 10].

Figure 12 : polycondensation du polysulfure



(10) M Braden. *Characterization of the setting process in dental polysulfide rubbers*. J Dent Res 1966 ; Jul-aug : 1065-1071.

Cette augmentation de la chaîne des polymères est quasi inexistante chez les silicones qui présentent un poids moléculaire plus important. Le phénomène de prise, peu exothermique (3 à 4°C), se poursuit au-delà de 10 minutes et s'accélère en présence d'eau (auto-catalyse) [41].

III.4.4 Propriétés

Les polysulfures présentent une grande élasticité leur permettant de franchir aisément les contre-dépouilles [43], mais en revanche une recouvrance élastique (voir chap. 4.7) plus faible que les autres élastomères [40]. La qualité d'enregistrement est variable, meilleure si la viscosité est moindre [76].

III.5 LES ÉLASTOMÈRES POLYÉTHERS

III.5.1 Indications

Depuis les années 70, les élastomères polyéthers sont indiqués en prothèse conjointe pour l'enregistrement de préparations cavitaires et périphériques. Leur grande rigidité leur donne aujourd'hui un nouvel élan dans la réalisation des empreintes implantaires. Ils présentent également un intérêt certain pour réaliser le joint périphérique des empreintes secondaires en prothèse adjointe.

III.5.2 Composition

Le tube du plastomère de base est composé de copolymères polyéthers de bas poids moléculaire comportant des groupements éthylène-imine terminaux, des charges de silice, des plastifiants (phtalates), des pigments, et des substances aromatiques. L'autre tube de pâte contient un agent de réticulation (catalyseur), des charges, des plastifiants et des pigments (**figure13**).

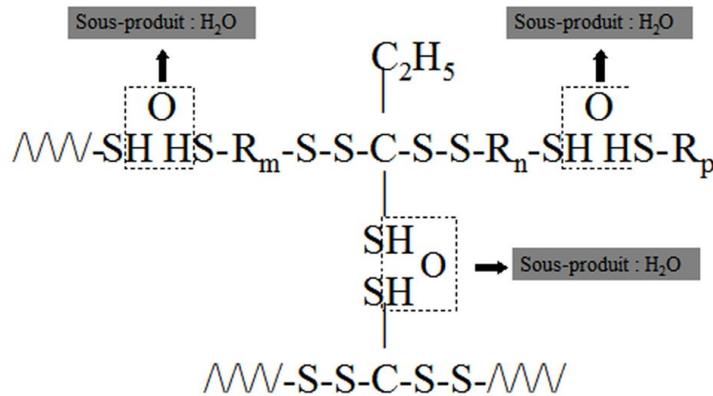
Figure 13 : conditionnement en cartouches du polyéther pour le mélange automatique (pentamix®)



III.5.3 Réaction de prise

Le catalyseur de la réaction est un ester de l'acide sulfonique qui provoque l'ouverture des cycles éthylène-imine et la réticulation des différentes chaînes linéaires macromoléculaires (**figure 14**). L'absence de produit d'élimination, au cours de cette polymérisation par addition de type ionique [voir 19], confère aux polyéthers une grande stabilité dimensionnelle. Le mélange automatique des polyéthers facilite l'homogénéisation de ces matériaux particulièrement visqueux.

Figure 14 : formule du polyéther



(12) M Braden, B Causton, RL Clarke. *A polyether impression rubber*. *J Dent Res* 1972 ; 51 : 889-896.

III.5.4 Propriétés

Les polyéthers et les silicones sont hydrophobes par nature. Cependant ces premiers se montrent plus hydrophiles et offrent une meilleure reproductibilité des surfaces [voir 5]. Mais en raison de cette hydrophilie toute relative, ils ont tendance à absorber les liquides, surtout s'ils sont mélangés manuellement et qu'ils présentent une faible viscosité [18]. Même s'ils ont tendance à perdre du poids par évaporation de sous-produits volatils lorsqu'ils sont stockés à l'air libre, les polyéthers doivent être conservés dans un environnement sec [voir 12,42]. Les polyéthers sont compatibles avec tous les matériaux de réplique et peuvent être coulés deux à trois fois, sans perte de précision [34].

IV PROPRIÉTÉS PHYSICO-CHIMIQUES COMPARÉES

La prise en compte de situations cliniques très différentes nécessite souvent d'exploiter les spécificités des différents matériaux à empreinte mis à notre disposition. Un certain nombre de paramètres conditionnent l'aptitude d'un matériau à répondre à ces différents objectifs cliniques.

IV.1 LA MOUILLABILITÉ

La mouillabilité traduit l'aptitude d'un fluide à s'étaler à la surface d'un solide. La faible mouillabilité d'un matériau à empreinte réduit son aptitude à l'étalement et en conséquence à l'enregistrement des surfaces bucco-dentaires dans un environnement où l'humidité est le paramètre clinique qu'il faut absolument maîtriser [70]. D'une manière générale, elle dépend de la viscosité, de la thixotropie, et de l'hydrophilie du matériau qui influence la précision d'enregistrement et la qualité du modèle en plâtre [60].

IV.2 L'HYDROPHILIE

La notion d'hydrophilie fait référence à la mesure de l'angle de contact entre un matériau et un liquide, l'eau. Cet angle est une manifestation physique facilement observable des concepts plus fondamentaux d'énergie et de tension superficielles. Si l'angle est inférieur à 90°, le matériau est hydrophile. Contrairement aux hydrocolloïdes, les élastomères sont hydrophobes du fait de la présence de groupements hydrocarbonés apolaires à leur surface [45]. Les polyéthers sont moins hydrophobes que les autres élastomères du fait de la présence naturelle à leur surface de groupements polaires : hydrogène, hydroxyle... De nouveaux silicones, dits hydrophiliques, sont rendus moins hydrophobes en substituant à certains groupements hydrocarbonés, des groupements polaires [voir 48, voir 50]. Ces composés (polyoxyéthylène, polyoxypropylène... [6]) appelés tensioactifs ou surfactants, ont tendance à s'adsorber aux surfaces libres, ou aux interfaces, en modifiant par là leur énergie de surface : ils augmentent la réactivité de surface du matériau [33]. La dispersion de ces produits est déterminante, car seule leur concentration à la surface du matériau est efficace [voir 68]. Leur adjonction ($\pm 1,5\%$) n'altère en rien la précision d'enregistrement des silicones [voir 48,69], mais accentue le risque d'absorption hydrique du matériau à empreinte [voir 6], et donc le risque d'en affecter la stabilité dimensionnelle [46]. Des traitements plus spécifiques (plasma...) donnent des résultats souvent efficaces, mais nettement plus complexes à mettre en œuvre sur des matériaux de nature différente [9]. Les surfactants appliqués juste avant le traitement de l'empreinte sont efficaces (**figures 15,16**), même s'ils ne sont malheureusement que rarement spécifiques des matériaux à empreinte disponibles sur le marché [voir 28, voir 40].

Figure 15 : application d'un surfactant à la surface de l'empreinte au silicone



Figure 16 : le surfactant améliore l'étalement du plâtre et l'enregistrement des détails de l'empreinte



Il est à noter que pour un même couple liquide/solide, l'angle de contact varie en fonction de la rugosité [20], de la nature du substrat [62] et du temps. Les silicones voient ainsi leur hydrophilie diminuer beaucoup plus rapidement que celles des polyéthers (« snap set » [voir 34]) ; ils doivent donc être insérés rapidement en bouche [74]. L'hydrophilie du matériau non encore polymérisé reste malheureusement encore difficile à apprécier ! [voir 20, voir 70]

IV.3 LA THIXOTROPIE

La viscosité initiale des élastomères est influencée par la température, et par l'intensité des contraintes appliquées. Ce dernier phénomène, dit de thixotropie, permet de moduler quelque peu la corrélation établie entre la baisse de la viscosité et la meilleure aptitude à l'écoulement [11].

IV.4 LA VISCOSITÉ

Pour des élastomères de synthèse, par nature hydrophobe, l'étalement semble davantage en rapport avec la viscosité [voir 20]. La viscosité qui se définit comme la résistance à l'écoulement [56], est liée aux interactions intermoléculaires et au taux de charges présentes dans le matériau. Même si la viscosité n'intervient pas directement sur l'aptitude au mouillage d'un matériau, elle en influence la cinétique d'écoulement et détermine ainsi un facteur clinique fondamental, le degré de compression des tissus lors de l'empreinte. Elle conditionne également sa facilité de malaxage, sa possibilité d'injection à l'aide d'une seringue, et son aptitude à l'écoulement (**figure 17**). Le mélange automatique des élastomères apporte de sérieux avantages : rapidité, homogénéité, souplesse... Après leur mélange, la fluidité et la mouillabilité des matériaux à empreinte diminuent : la possibilité de reproduire les détails se détériore plus ou moins rapidement selon la nature du matériau. Si la viscosité du plâtre augmente rapidement, celle de la pâte oxyde de zinc-eugénol ne varie que faiblement au cours de la prise. Cliniquement, l'initiation du phénomène de prise des silicones beaucoup plus rapide que pour les autres élastomères, amène un phénomène de tirage lors d'une insertion un peu tardive du porte-empreinte [53].

Figure17 : la viscosité du matériau conditionne son aptitude à l'étalement



Les matériaux plus visqueux possèdent une plus grande hydrophobie [6] ; mais le taux plus important de charges siliceuses (hydrophobes) leur apporte une plus grande stabilité dimensionnelle et une contraction de prise plus faible [voir 25, voir 50].

IV.5 LA REPRODUCTION DES DÉTAILS

La reproduction des détails est optimisée par la mouillabilité du matériau à empreinte, sa viscosité faible et sa compatibilité avec le matériau de réplique. Tous les élastomères et les hydrocolloïdes sont capables de reproduire des détails de 20 microns que le plâtre n'est d'ailleurs rarement capable de restituer [17]. Seuls les matériaux résineux (époxy, polyuréthanes) sont capables de reproduire des détails aussi fins (≤ 5 microns) ; cependant leur contraction de prise est moins favorable pour compenser la contraction de prise de la grande majorité des matériaux à empreinte [26]. La compatibilité des alginates et des plâtres n'est pas toujours optimale [63].

IV.6 LA STABILITÉ DIMENSIONNELLE

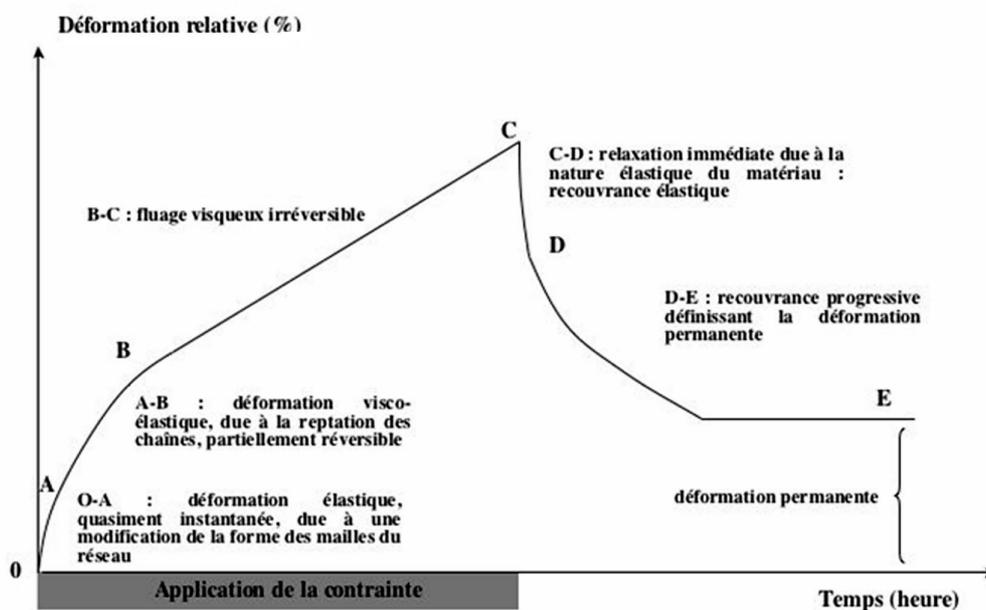
Si la précision dimensionnelle est un paramètre immédiat, la stabilité en est un à plus long terme [73]. La stabilité dimensionnelle mesure le degré de conformité de l'empreinte avec la situation originelle. Les facteurs affectant la stabilité dimensionnelle sont les variations de température par l'intermédiaire du Coefficient de Dilatation Thermique, la contraction due au phénomène de prise et à l'élimination de sous-produits volatils [voir 46]. Les modèles de plâtre obtenus à partir des empreintes aux élastomères montrent des dimensions légèrement surévaluées de 0,2 à 0,3 % [2]. La stabilité dimensionnelle des matériaux dépend de leur support : le porte-empreinte. Espacé de 2 à 3 mm grâce à des feuilles de cire ou d'étain, le porte-empreinte individuel assure une contraction inévitable, mais régulière du matériau [21,61, voir 85]. Pour éviter tout risque de décollement du matériau à empreinte (0,2 à 0,5 MPa [1]), l'aménagement de rétentions et/ou l'emploi d'un adhésif sont indispensables [8]. Le temps de séchage de l'adhésif (au moins 5 min.), plus que sa spécificité, semble un élément important [22, voir 61,65,79]. Le comblement des contre-dépouilles présentes en bouche par de la cire peut limiter les contraintes lors du retrait [58]. Dans la technique de l'empreinte rebasée, l'espacement au niveau du pilier prothétique

peut être réalisé simplement en conservant dans un premier temps la dent provisoire [66]. L'environnement de stockage est important pour assurer cette stabilité dimensionnelle. Les déformations qu'un matériau à empreinte peut présenter sont d'ordre mécanique (voir chap. 4.7), et/ou hydrocinétique [voir 58]. Le temps de stockage accroît le risque de voir les propriétés des produits à empreinte s'altérer. Si la conservation des élastomères est bonne, en général, surtout pour ceux dont le phénomène de prise se fait par addition, la conservation des hydrocolloïdes n'est envisageable que pour une durée n'excédant pas une heure dans un environnement saturé d'humidité [voir 78].

IV.7 LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Les propriétés élastiques des produits à empreinte dépendent du taux de réticulation, de la quantité de charges et de plastifiants [52]. Les déformations possibles des matériaux résultent de qualités intrinsèques insuffisantes pour résister aux contraintes (retrait de la bouche, coulée du plâtre...) [32]. L'existence de liaisons chimiques fortes (covalentes, ioniques) entre les chaînes polymériques assure aux élastomères des propriétés mécaniques supérieures à celles des hydrocolloïdes. De faibles contraintes, en intensité et en durée, produisent un étirement minimum des matériaux dont les propriétés élastiques doivent permettre un recouvrement plus ou moins rapide et complet (**figure 18**).

Figure 18 : graphe temps/déformation, caractéristique d'un matériau visco-élastique soumis à une charge statique (partie OC), puis libéré de cette charge (partie CE)



La résistance au déchirement des silicones est proche de celle des polyéthers, et inférieure à celle des polysulfures qui montrent une grande aptitude à passer les contre-dépouilles. Seul le respect d'un temps de prise suffisant et d'un mélange homogène garantissent les propriétés escomptées (**figure 19**).

Figure 19 : le mélange automatique permet l'obtention rapide d'un produit homogène, exempt de bulles d'air



Le retrait prématuré d'un matériau n'ayant pas totalement fini sa prise est une des causes de déformation les plus fréquentes [75].

Tab. 1 : Caractéristiques des matériaux à empreinte

	Hydrocolloï des réversibles	Hydrocolloï des irréversibles	Polysulfures	Polydium éthylsiloxanes	Polyvinyl siloxanes	Polyéthers
Reproduction des détails (mm)	25	50	25	25	25	25
Contraction de prise (% après 24h)			0.4-0.5	0.2-1	0.02-0.2	0.2-0.3
Résistance au déchirement (g/cm)	700	380-700	2240-7410	2280-4370	1640-5260	1700-4800
Recouvrance élastique (%)	98	92	94-96	98-99	99.5	99
Temps de prise (min.)	5	3.5	8-12	6-8	3-7	4.5
Temps de travail (min.)	7-15	2.5	5-7	3	2-4.5	2.5

67. WJ O'Brien. *Dental materials and their selection*. Quintessence Publishing Co., 1997 : 421 p.

IV.8 DÉSINFECTION

Il n'existe pas de protocole standard en raison du nombre important de matériaux et de produits désinfectants [80]. Seule l'immersion assure une bonne désinfection de l'empreinte, contrairement à la pulvérisation dont le résultat est plus aléatoire [51,71,82]. Même si cette immersion a été longtemps contestée pour les polyéthers, le rapport de l'ADA (1991) précise que l'immersion est recommandée pour tous les élastomères à condition de respecter un temps d'immersion suffisant, mais pas excessif (moins de 1 heure) [24,49]. Une longue immersion des matériaux en modifie les dimensions, même pour les silicones [voir 70] ; les matériaux les plus fluides y étant les plus sensibles [voir 50]. Si l'immersion dans une solution désinfectante des hydrocolloïdes n'est pas indiquée, celle des polyéthers est encore sujette à controverses [38]. Plus hydrophiles que les autres élastomères, ils peuvent être sujets à l'imbibition [39, voir 51, voir 71]. L'insertion d'un désinfectant dans la poudre d'alginate est efficace [31]. Le simple rinçage de l'empreinte supprime 90% des bactéries [voir 80] qui se retrouvent sur le modèle de plâtre [37]. Si les désinfectants n'apportent pas une réelle amélioration des propriétés de surface du matériau [voir 51], la présence de surfactants en optimise le traitement [voir 45, voir 64].

IV.9 TOXICITÉ

Les matériaux à empreinte d'origine naturelle comme le plâtre et les hydrocolloïdes ne présentent pas de toxicité. La biocompatibilité des élastomères de synthèse est souvent liée à leur instabilité chimique, leur faible énergie de surface et leur hydrophobie. Seuls les silicones par condensation ont présenté une certaine cytotoxicité en raison du relargage de sous-produits alcooliques [57]. Certains catalyseurs peuvent également présenter un potentiel irritatif.

CONCLUSION

Les empreintes constituent une étape déterminante des traitements prothétiques. Le choix du matériau et de la technique d'empreinte contribue largement à leur réussite. Seuls la connaissance des propriétés de ces matériaux et un examen clinique rigoureux sont à même de répondre aux circonstances cliniques rencontrées. L'optimisation des techniques d'empreinte est aujourd'hui davantage liée à l'amélioration des propriétés des matériaux qu'à l'évolution des techniques de mise en œuvre. Un problème récurrent pour le clinicien reste cependant le manque de corrélation entre les résultats expérimentaux et la clinique [voir 5].

V ANNEXES

BIBLIOGRAPHIE

- (1) MA Abdullah, YF Talic : The effect of custom tray material type and fabrication technique on tensile bond strength of impression material adhesive systems. J Oral Rehabil 2003 ; 30 : 312-317.
- (10) M Braden : Characterization of the setting process in dental polysulfide rubbers. J Dent Res 1966 ; Jul-aug : 1065-1071.
- (11) M Braden : Viscosity and consistency of impression rubbers. J Dent Res 1967 ; 46 : 429-433.
- (13) M Braden et JC Elliott : Characterization of the setting process of silicone dental rubbers. J Dent Res 1966 ; 45 : 1016-1023.
- (14) P Bradna, D Cerna : Impact of water quality on setting of irreversible hydrocolloid impression materials. J Prosthet Dent 2006 ; 96 : 443-448.
- (15) S Buchan, RW Peggie : Role of ingredients in alginate impression compounds. J Dent Res 1966 ; 45 : 1120-1129.
- (16) G Burdairon : Abrégé de biomatériaux dentaires. Masson édition, Paris 1990 : 306 p.
- (17) R Butta, CJ Tredwin, M Nesbit, DR Moles : Type IV gypsum compatibility with five addition-reaction silicone impression materials. J Prosthet Dent 2005 ; 93 : 540-544.
- (18) AA Campos, D Nathanson : Compressibility of two polyvinylsiloxane interocclusal record materials and its effect on mounted cast relationships. J Prosthet Dent 1999 ; 82 : 456-461.
- (19) V Cazalot, D Feuillet, E Renard, A Hoornaert. : Les empreintes en prothèse sur implant. Cah Prothèse 2007 ; 137 : 39-46.
- (2) CL Adabo, E Zanarotti, RG Fonseca, CA Cruz : Effect of disinfectant agents on dimensional stability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 1999 ; 81 : 621-624.
- (20) E Chavaux, J Verdino, M Lin, P Cerisier : La mouillabilité des silicones hydrophiles. Cah Prothèse, 1995 ; 91 : 37-41.
- (21) GC Cho, WL Chee : Distortion of disposable plastic stock trays when used with putty vinyl polysiloxane impression materials. J Prosthet Dent 2004 ; 92 : 354-358

- (22) GC Cho, TE Donovan, WL Chee, SN White : Tensile bond strength of polyvinyl siloxane impressions bonded to a custom tray as a function of drying time : part 1. J Prosthet Dent 1995 ; 73 : 419-423.
- (23) RG Craig : Restorative dental materials. Mosby, 1997 : 584 p.
- (24) S da Silva, M Salvador : Effect of the disinfection technique on the linear dimension stability of dental impression materials. J Applied Oral Sci 2004 ; 12 : 244-249.
- (25) M Degrange. : Structure, propriétés des élastomères et précision des empreintes. Actual Odonto Stomatol 1995 ; 191 : 369-385.
- (26) G Derrien, G Le Menn : Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. J Prosthet Dent 1995 ; 74 : 1-7.
- (27) A Eriksson, G Ockert-Eriksson, P Lockowandt, MA Linden : Irreversible hydrocolloids for crown and bridge impressions : effect of different treatments on compatibility of irreversible hydrocolloid impression material with type IV gypsums. Dent Mater 1996 ; 12 : 74-82.
- (28) S Erkut, G Can : Effects of glow-discharge and surfactant treatments on the wettability. J Prosthet Dent 2005 ; 93 : 356-363.
- (29) DR Federick, A Caputo : Comparing the accuracy of reversible hydrocolloid and elastomeric impression materials. JADA 1997 ; 128 : 183-188.
- (3) S Affolter : Elastomers : sulphur or peroxide cross-linked ? an analytical approach. Macromol Symp 2001 ; 165 : 133-142.
- (30) JL Ferracane : Materials in dentistry : principles and applications. JB Lippincott Company, 1995 : 360 p.
- (31) DA Flanagan, GJ Palenik, JC Setcos, CH Miller : Antimicrobial activities of dental impression materials. Dent Mat 1998 ; 14 : 399-404.
- (32) AJ Goldberg : Viscoelastic properties of silicone, polysulfide, and polyether impression materials. J Dent Res 1974 ; 5 : 1033-1039.
- (33) RM Hesby, CR Haganman, CM Stanford : Effects of radiofrequency glow discharge on impression material surface wettability. J Prosthet Dent 1997 ; 77 : 414-422.
- (34) A Hoornaert, F Chalard, J Unger, F Unger : Les empreintes aux polyéthers. Cah Prothèses 1997 ; 98 : 73-85.

- (35) B Idris, F Houston, N Claffey : Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 1995 ; 74 : 535-541.
- (36) K Inoue, YX Song, O Kamiunten, J Oku, T terao, K Fujii : Effect of mixing method on rheological properties of alginate impression materials. *J Oral rehabil* 2002 ; 29 : 615-619.
- (37) S Ivanoski, NW Savage, PJ Brockhurst, PS Bird : Disinfection of dental stone casts : antimicrobial effects and physical property alterations. *Dent Mater* 1995 ; 11 : 19-23.
- (38) GH Johnson, KD Chellis, GE Gordon, X Lepe : Dimensional stability and detail reproduction of irreversible hydrocolloid and elastomeric impressions disinfected by immersion. *J Prosthet Dent* 1998 ; 79 : 445-453.
- (39) GH Johnson, X Lepe, T Chee : The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. *J Prosthet Dent* 2003 ; 90 : 354-364.
- (4) V Anastassiadou, V Dolopoulou, A Kaloyannides : The relation between thermal and pH changes in alginate impression materials. *Dent Mater* 1995 ; 11 : 182-185.
- (40) TM Kaloyannides : Elasticity of elastomer impression materials : breaking limit and ultimate strength. *J Dent Res* 1973 ; 53 : 630-633.
- (41) TM Kaloyannides et DJ Kapari : Setting time and consistency of elastomer impression materials. *J Dent Res* 1974 ; may-june : 653-656.
- (42) M Kanehira, WJ Finger, T Endo : Volatilization of components from and water absorption of polyether impressions. *J Dent* 2006 ; 34 : 134-138.
- (43) SC Keck, WH Douglas : Tear strength of non-aqueous impression materials. *J Dent Res* 1984 ; 63 : 155-157.
- (44) BJ Kenyon, MS Hagge, C Lekkens, WC Daniels, ST Weed : Dimensional accuracy of 7 die materials. *J Prosthodont* 2005 ; 14 : 25-31.
- (45) RS Kess, EC Combe, BS Sparks : Effect of surface treatments on the wettability of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthet Dent* 2000 ; 83 : 98-102.
- (46) F Keyf : Some properties of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics. *J Isl Acad Sci* 1994 ; 7 : 44-48.
- (47) KM Kim, JS Lee, KN Kim, SW Shin : Dimensional changes of dental impression materials by thermal changes. *J Biomed Mater Res* 2001 ; 58 : 217-220.
- (48) MH Lacoste-Ferré, J Dandurand, M Blandin, P Pomar : Quels élastomères pour quelle empreinte ? *Cah Prothèse* 2006 ; 136 : 51-58.

- (49) X Lepe, GH Johnson : Accuracy of polyether and addition silicon after long-term immersion disinfection. J Prosthet Dent 1997 ; 78 : 245-249.
- (5) KJ Anusavice : Dental impression materials : reactor response. Adv Dent Res 1988 ; 2 : 65-69.
- (50) X Lepe, GH Johnson, JC Berg, T Aw : Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials. J Prosthet Dent 1998 ; 79 : 495-502.
- (51) X Lepe, GH Johnson, JC Berg, TC Aw, G Stroh : Wettability, imbibition, and mass change of disinfected low viscosity impression materials. J Prosthet Dent 2004 ; 88 : 268-276.
- (52) H Lu, B Nguyen, JM Powers : Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 2004 ; 92 : 151-154.
- (53) JF Mc Cabe, H Arikawa : Rheological properties of elastomeric impression materials before and during setting. J Dent Res 1998 ; 77 : 1874-1880.
- (54) MN Mandikos : Polyvinylsiloxane impression materials : an update on clinical use. Aust Dent J 1998 ; 43 : 428-434.
- (55) CF Marcinak, FA Young, RA Draughn, WR Flemming : Linear dimensional changes in elastic impression materials. J Dent Res 1980 ; 59 : 1152-1155.
- (56) JE Martinez, EC Combe, IJ Pesun : Rheological properties of vinylpolysiloxane impression pastes. Dent Mater 2001 ; 17 : 471-476.
- (57) G Mazzanti, C Daniele, B Tita, F Vitali, et A Signore : Biological evaluation of a polyvinyl siloxane impression material. Dent Mater 2005 ; 21 : 371-374.
- (58) RD Medd et EL Hampson : Photoelastic stress analysis of forces opposing withdrawal of impressions. J Dent Res 1963 ; 42 : 633-642.
- (59) BJ Millar, SM Dunne, M Nesbit : A comparison of three wetting agents used to facilitate the pouring of dies. J Prosthet Dent 1995 ; 74 : 341-344.
- (6) T Aziz, M Waters, R Jagger : Surface modification of an experimental silicone rubber maxillofacial material to improve wettability. J Dent Res 2003 ; 31 : 213-216.
- (60) BJ Millar, SM Dunne, PB Robinson : The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. J Prosthet Dent 1997 ; 77 : 54-56.
- (61) P Millstein, A Maya, C Segura : Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. J Oral Rehabil 1998 ; 25 : 645-648.

- (62) MG Moon, TA Jarrett, RA Morlen, GJ Fallo : The effect of various base/core materials on the setting of a polyvinylsiloxane impression material. J Prosthet Dent 1996 ; 76 : 608-612.
- (63) H Murata, M Kanamura, T Hamada, H Chimori, H Nikawa : Physical properties and compatibility with dental stones of current alginate impression materials. J Oral Rehabil 2004 ; 31 : 1115-1122.
- (64) J Nam, AJ Raigrodski, J Townsend, X Lepe, LA Mancl. : Assessment of preference of mixing techniques and duration of mixing and tray loading for two viscosities of vinyl polysiloxane material. J Prosthet Dent 2007 ; 97 : 12-17.
- (65) N Nishigawa, T Sato, K Suenaga, S Minagi : Efficacy of tray adhesives for the adhesion of elastomer rubber impression materials to impression modeling plastics for border molding. J Prosthet Dent 1998 ; 79 : 140-144.
- (66) J Nissan, BZ Laufer, T Brosh, D Assif : Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. J Prosthet Dent 2000 ; 83 : 161-165.
- (67) WJ O'Brien. : Dental materials and their selection. Quintessence Publishing Co., 1997 : 421 p.
- (68) HI Oh, DY Lee, SY Hwang, KV Kim, KM Kim : Effect of non-ionic surfactants on surface properties of hydrophilic polyvinylsiloxane impression materials. Colloids and surfaces A 2003 ; 229 : 9-17.
- (69) R Ogolnik, B Picard, I Denry : Cahiers de biomatériaux dentaires 2 : les matériaux organiques. Masson, Paris 1992 : 105 p.
- (7) M Balleydier : Empreinte en prothèse conjointe à l'aide des alginates de haute définition. Actual Odonto-stomatol 1995 ; 191 : 405-425.
- (70) CS Petrie, MP Walker, AM O'Mahony, P Spencer : Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. J Prosthet Dent 2003 ; 90 : 365-372
- (71) M Pilar Rios, SM Morgan, RS Stein, L Rose : Effects of chemical disinfectant solutions on the stability and accuracy of the dental impression complex. J Prosthet Dent 1996 ; 76 : 356-362.
- (72) M Powers, RL Sakaguchi : Restorative dental materials. Mosby Elsevier 2006 : 632 p.
- (73) MH Reisbick : Effect of viscosity on the accuracy and stability of elastic impression materials. J Dent Res 1973 ; 52 : 407-417.

- (74) F Rupp, D Axmann, A Jacobi, M Groten, J Geis-Gerstorfer : Hydrophilicity of elastomeric non-aqueous impression materials during setting. Dent Mater 2005 ; 21 : 94-102.
- (75) N Samet, M Shohat, A Livny, EI Weiss : A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. J Prosthet Dent 2005 ; 44 : 112-117.
- (76) FJ Schoen, H Mohammed, W Fischlschweiger , RE Going : Objective evaluation of surface microreplication by dental impression materials. J Dent Res 1978 ; 57 : 283-290.
- (77) D Serre D, V Pouysségur : Matériaux à empreinte. Encycl Med Chir, Odontologie, 23-064-A-10, 1998.
- (78) PE Schleier, FM Gardner, SK Nelson, DH Pashley : The effect of storage time on the accuracy and dimensional stability of reversible hydrocolloid impression material. J Prosthet Dent 2001 ; 86 : 244-250.
- (79) JS Smith, JF McCord, TV Mc Farlane : Factors that affect the adhesion of two irreversible hydrocolloid materials to two custom tray materials. J Prosthet Dent 2002 ; 88 : 423-430.
- (8) B Bindra, JR Heath : Adhesion of elastomeric impression materials to trays. J Oral Rehabil 1997 ; 24 : 63-69.
- (80) RL Taylor, PS Wright, C Maryan : Disinfection procedures : their effect on the dimensional accuracy and surface quality of irreversible hydrocolloid impression materials and gypsum casts. Dent mater 2002 ; 18 : 103-110.
- (81) F Teraoka, J Takahashi : Dimensional changes and pressure of dental stones set in silicone rubber impressions. Dent Mater 2000 ; 16 : 145-149.
- (82) A Thouati, E Deveaux, A Iost, P Behin : Dimensional stability of 7 elastomeric impression materials immersed in disinfectants. J Prosthet Dent 1996 ; 76 : 8-14.
- (83) R Van Noort : Introduction to dental materials. Mosby, Elsevier, 2002 : 298 p.
- (84) SG Vermilyea, EF Huget, LB de Simon : Apparent viscosities of setting elastomers. J Dent Res 1980 ; 59 : 1149-1151.
- (85) C Wadhvani, GH Johnson, X Lepe, AJ Raigrodski. : Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 2005 ; 93 : 530-539.
- (86) RW Wassell, D Barker, AWG Walls : Crowns and other extra-coronal restorations : impression materials and technique. Br Dent J 2002 ; 192 : 679-690.

- (9) DS Bodas, C Khan-Malek : Fabrication of long-term hydrophilic surfaces of poly(dimethylsiloxane) using 2 hydroxyethylmethacrylate. Sensors and actuators B 2007 ; 120 : 719-723.